

Universität Zürich  
Institut für Rechtsmedizin  
Vorsteher: Prof. Dr. med. W. Bär

---

Arbeit unter Leitung von Dr. med. W. Schweitzer

**Rechtsmedizinische Anwendung von stereoradiographischen  
Rückprojektionen aufgrund orthogonaler Röntgenaufnahmen: 3D-Modelle  
zur Darstellung von Fremdkörpern und Untersuchung von Schusswinkeln**

**INAUGURAL- DISSERTATION**

zur Erlangung der Doktorwürde der Medizinischen Fakultät  
der Universität Zürich

vorgelegt von  
Nora Inken Monnier Kühnholz  
von Sonceboz-Sombeval BE

Genehmigt auf Antrag von Prof. Dr. med. W. Bär  
Zürich 2007

## Inhaltsverzeichnis

<b>1. Zusammenfassung.....</b>	<b>4</b>
<b>2. Einleitung .....</b>	<b>7</b>
Technisches Prinzip der Rückprojektion	8
Anwendung - Hintergrund	11
Fragestellung	14
<b>3. Methodenentwicklung und Daten.....</b>	<b>15</b>
Zur Gliederung der Vorgehensweise	16
(0) Rückprojektion und Messgenauigkeitsdummy	20
(1) Radiologische, fotografische, manuelle und dreidimensionaloberflächlich-digitale Datenerfassung	35
(2) Digitalisierung von Röntgenbildern für die Bestimmung möglicher Schusswinkel	41
(3) Digitale Bilder skalieren, ausrichten und markieren	59
(4) Ermittlung von 3D-Information und Plausibilitätstest	62
(5) Überlegungen zur Kalibrierung	78
Signal-zu-Rauschen	132
Technische Ausrüstung, Hardware, Software, Statistik	134
<b>4. Resultate.....</b>	<b>137</b>
1. Volumengrösse - Selbstkalibrierung der zur Volumenrekonstruktion relevanten Rekonstruktionsparameter	137
2. Rekonstruktive Brennweite - Selbstkalibrierung bei orthogonaler Rückprojektion	147
3. Rekonstruktive Brennweite – Selbstkalibrierung bei photogrammetrischer Rückprojektion	151
4. Messpunkt-Genauigkeit	152
5. Formgenauigkeit	158
6. Schusswinkel: Tabellen zum Ablesen von Winkeln und Distanzen	164
7. Gutachterliche Angaben, die auf die notwendige Richtungsgenauigkeit bei Schussverletzungen rückschliessen lassen	169
8. Vergleich von Kosten, Zeitaufwand und Messfehler	170
<b>5. Rechtsmedizinische Anwendungsbeispiele mit Rückprojektion von Schusswinkeln und Lokalisation von röntgendichten Partikeln .....</b>	<b>173</b>
Befund Nr. 1 - Steckschuss von occipital mit Projektilendlage unter der Schädelkalotte, Tötungsdelikt	173
Befund Nr. 2 - Mund-Steckschuss mit Projektilendlage am Scheitel (parietal), Suizid	176



Befund Nr. 3 - Kopfschuss in die rechte Schläfe, Suizid	179
Befund Nr. 4 – Case-Report mit zunächst auf Suizid verdächtiger Fundsituation einer 35-jährigen Frau mit Kopfsteckschuss	183
Befund Nr. 5 – Case Report mit deliktischem Kopfsteckschuss aus einem Gebäude auf eine vorbeilaufende Person	187
<b>6. Diskussion .....</b>	<b>190</b>
Genauigkeit der Messmethode	190
Gütemass der 3D-Geometrie	191
Gütemass der Abweichung von Messreihen	192
Daubert vs. Frye und relative Bewertung der Methodengenauigkeit	192
Bedeutung der Richtung eines Schusskanals	194
Realistische Hinweise auf die erforderliche Genauigkeit	198
„Der“ Schusskanal	199
Dimensionalität: 2D, 3D, n-D?	202
Bewertung der Messmethoden unter administrativen Gesichtspunkten	203
Technische Details bereits angeschaffter Geräte	203
Mögliche Weiterentwicklungen	204
<b>7. Anhang - Technische Informationen .....</b>	<b>205</b>
Anhang 1 - Rekonstruktionsroutine in IDL	205
Anhang 2 – Bewilligungen	205
<b>8. Literaturverzeichnis.....</b>	<b>207</b>
<b>9. Dank .....</b>	<b>213</b>
<b>10. Curriculum Vitae .....</b>	<b>214</b>

# 1. Zusammenfassung

Orthogonale Röntgenbilder – also Röntgenaufnahmen in zwei senkrecht zueinander stehenden Ebenen – stellen eine für rechtsmedizinische Untersuchungen oft zur Verfügung stehende Untersuchungstechnik dar. Daher wird die Frage gestellt, ob und wie sich mit einer bestimmten Methode aus solchen Röntgenbildern – u.a. zur Bestimmung von Winkeln bei Schussverletzungen – 3D-Modelle berechnen lassen, und wie genau diese sind.

Da für die Berechnung eines 3D-Modells digitale Versionen der Röntgenbilder benötigt werden, vergleichen wir zunächst verschiedene Möglichkeiten der Digitalisierung. Besonders das Scannen von hinterleuchteten Röntgenbildern mit einer Digitalkamera stellt sich als leistungsfähig heraus; gute Alternative ist das manuelle Durchpausen. Das Abfotografieren hat meist – aufgrund kaum korrigierbarer Verzerrungen handelsüblicher Digitalkameras – nicht beherrschbare Ungenauigkeiten zur Folge. Das digitalisierte Bildmaterial muss durch Skalierung, Rotation und Translation ausgerichtet werden. Wir haben die Rückprojektion in IDL so programmiert, dass die zu rekonstruierende Bereiche zunächst digital markiert werden müssen, dann aber eine automatische Erstellung von zusammengesetzten 3D-Modellen erlauben. Durch Rückprojektion werden somit aus den beiden orthogonalen Bildern zuerst Datenvolumen, und aus diesen dann 3D-Modelle berechnet.

Das von uns programmierte Verfahren verwendet als wesentliche Projektionscharakteristik den Parameter der rekonstruktiven Brennweite; es handelt sich dabei um das wesentliche Projektionscharakteristikum bei Verwendung von zwei orthogonalen Röntgenbildern. Die Rückprojektion selbst wird in der Auflösung bzw. Genauigkeit der ermittelten 3D-Datenvolumina sowie Rechenzeit massgeblich durch die Grösse des berechneten Datenvolumens bestimmt. Optimale Bereiche für die beiden Parameter der Rückprojektion (rekonstruktive Brennweite, Datenvolumengrösse) bestimmten wir mittels sog. Selbstkalibration unter Verwendung eines Messgenauigkeitsdummy. Die Genauigkeit wird zudem durch das Verwenden geeigneter Gütemasse massgeblich mitbestimmt, währenddem nicht geeignete Gütemasse das Resultat signifikant verzerren können. Wir ermitteln und verwenden ein geeignetes Gütemass für Messreihenvergleiche, bei denen Messfehler positions- bzw. idealwert-unabhängig sind (die City-Block-Distanz ist anderen Gütemassen deutlich überlegen) sowie ein geeignetes Gütemass für die numerische Repräsentation von 3D-Formen (Winkel – und nicht Messpunktdistanzen – vertreten die 3D-Geometrie sehr gut, wohingegen Messpunktdistanzen die Winkelgeometrie und somit die eigentliche Form des Rekonstruktionsergebnisses nicht korrigierbar verzerren). Für die Selbstkalibration der Rückprojektion und die anschliessende Ermittlung der Genauigkeit werden die orthogonalen Röntgenbilder durch orthogonale Fotografien aus grossem Abstand

zur Minimierung kamerabedingter Verzerrungen ergänzt; die so erzielten Genauigkeiten werden mit anhand schräger Fotos angefertigten photogrammetrischen 3D-Modellen sowie manuellen Ausmessungen direkt am Messgenauigkeitsdummy verglichen.

Am 3D-Modell aus orthogonalen Röntgenbildern erzielen wir eine mediane Genauigkeit von  $\pm 0.3\text{mm}$  und eine durchschnittliche Genauigkeit von  $\pm 0.5\text{mm}$ . Dieser Wert befindet sich an der Auflösungsgrenze der verwendeten Volumendaten (Voxel-Kantenlänge  $0.6\text{mm}$ ) und übertrifft die Genauigkeit von vergleichbaren Untersuchungen zum Thema der Stereoradiographie in der Literatur (beste Messfehler um  $1\text{ mm}$ ). Unsere genaueste manuelle Messung erzielte eine durchschnittliche Genauigkeit von  $2.3\text{mm}$  ( $\pm 1.15\text{mm}$ ) mit einem 95%-igen Vertrauensintervall von  $4.6\text{mm}$  ( $\pm 2.3\text{mm}$ ) und obschon ein wenig ungenauer, doch robuster, schneller, preisgünstiger und effizienter in der Anwendung.

In der von uns gesichteten medizinischen Literatur ist diese stereographische 3D-Modell-Berechnung besonders in der orthopädisch-radiologischen Diagnostik bei der Skoliose von Bedeutung, wo hier mit nur zwei Röntgenaufnahmen versucht wird, bei doch recht häufigen Verlaufskontrollen und Diagnosen an den oft auch noch im Wachstum befindlichen Patienten die gesamthafte Röntgenstrahlen-Belastung tief zu halten.

Wir demonstrieren die Anwendung der Methode an fünf Beispielen aus der Rechtsmedizin – davon 3 aus unserem Untersuchungskollektiv, und 2 aus der wissenschaftlichen Literatur zum Thema der Untersuchung von Schussrichtungen. Die Bedeutung der möglichen Schusswinkel in der Rechtsmedizin hängt im Einzelfall von den konkreten, zur Beurteilung stehenden Hypothesen ab, und kann in dieser Arbeit nicht vorweggenommen werden. Besonders leistungsfähig ist die Methode bei der 3D-Visualisierung von Schussfolgen anhand zweier orthogonaler Röntgenbilder – aber dies ist auch aufgrund anderer orthogonaler 2D-Projektionen möglich (zum Beispiel CT oder Fotos). Dabei stellt vor allem das Genauigkeitsparadox bei Schusswinkelbereichsbestimmungen ein mögliches Problem: nur weil die Berechnung eines 3D-Modells anhand zweier orthogonaler Röntgenbilder sehr genau sein kann, belegt diese Genauigkeit per se noch keine Genauigkeit der darauf basierenden Rekonstruktionsannahmen.

Der Begutachter sollte also berücksichtigen, dass die 3D-Modell-Berechnung mit rechnerisch guter Genauigkeit erfolgen kann, aber er muss bei der Interpretation der Schusswinkel eventuell weitere, ausserhalb der technischen Aspekte liegende Unsicherheiten einbeziehen. Dazu gehört z.B. der anatomische Bewegungsumfang, der je nach Körperteil recht gross sein kann.

In einer parametergestützten Bewertung von möglichen Methoden zur 3D-Messpunkterfassung bei der rechtsmedizinischen Schussrekonstruktion kommen

wir zum Schluss, dass je nach Gewichtung der Aspekte Messgenauigkeit, Zeitaufwand und Finanzkosten für die Bestimmung möglicher Schusswinkel (1) die Analyse von ante-mortem CTs, (2) die manuelle Ausmessung und (3) die Rückprojektion orthogonaler Röntgenbilder zu bevorzugen sind. Eilt es, ist eine manuelle Messung sorgfältig durchzuführen. Ist technische Genauigkeit vonnöten, so sind orthogonale Röntgenbilder und die 3D-Rekonstruktion zu empfehlen. Postmortale CTs oder anders vermessene 3D-Modelle sind zeitaufwendig oder teuer, und nicht genauer.

## 2. Einleitung

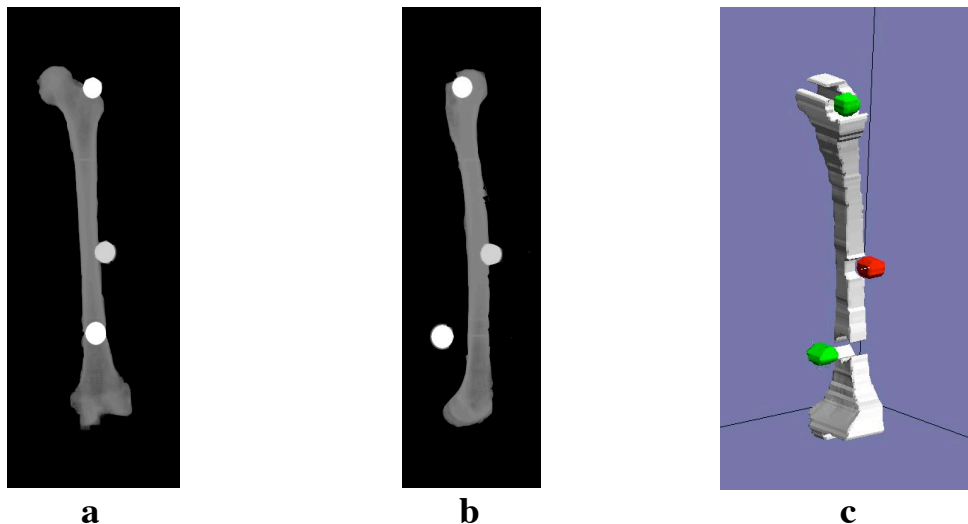
Diese Arbeit befasst sich mit der Anwendung von 3D-Modellen in der Rechtsmedizin, die anhand von *nur zwei orthogonalen Röntgenbildern* berechnet werden, und der Frage nach der möglichst genauen Lagebestimmungen von zwei Punkten als Grundlage zur Definition einer Linie im Raum.

Unter orthogonalen Röntgenbildern verstehen wir einen Satz aus zwei Röntgenbildern ein und derselben anatomischen Region oder eines Gegenstandes, die in *zwei zueinander senkrecht stehenden Ebenen* aufgenommen werden.

*Diese Fragestellung hat sich aus der Praxis ergeben; wir verdanken sie Herrn Dr. med. Bruno Vonlanthen, Facharzt für Rechtsmedizin FMH, Oberarzt am Institut für Rechtsmedizin Zürich. Er wiederum erhielt diese Frage direkt von Mitarbeitern des Wissenschaftlichen Dienstes der Stadtpolizei Zürich. Nach Eingang dieser Frage wurde im Sinne einer Machbarkeitsanalyse der erste Prototyp eines 3D-Modells anhand zweier orthogonaler Röntgenbilder innert 1 Tag erstellt.*

*Zur einführenden Illustration stellen wir daher vorweg das Beispiel des für diese Machbarkeitsanalyse berechneten 3D-Modells dar: Anhand von zwei orthogonalen Röntgenaufnahmen eines Oberschenkelknochens mit eingebetteten, runden Markierungspunkten wird ein dreidimensionales Datenvolumen berechnet, dessen daraus abgeleitetes 3D-Modell auch schräg betrachtet werden kann (siehe Abbildung 1c auf Seite 8) und an welchem sich zwischen beliebigen Markierungspunkten Distanz- oder Winkelbestimmungen vornehmen lassen. Währenddem die relativ genaue Lokalisation der einzelnen, eingebetteten Markierungspunkte auch am rekonstruierten 3D-Modell ohne zu erwartende wesentliche Ungenauigkeit durchführbar ist, ist bereits auf den ersten Blick augenscheinlich, dass diese 3D-Modelle gewisse morphologische Einschränkungen aufweisen, die klärungsbedürftig sind; so hat ein normaler Oberschenkelknochen kein kantiges Profil, wie es das virtuelle 3D-Objekt aufweist (vgl. Abbildung 1c).*

Mittels einfacher Rückprojektion der *nicht-schwarzen Datenwerte*, die für *verschieden helle Grauwerte* separat durchgeführt wurde, werden automatisch separate Volumen für Knochen (im Röntgenbild: dunkelgrau; im rekonstruierten Volumen: hellgrau) und für die verschiedenen Markierungen (im Röntgenbild: weiss und hellgrau; im rekonstruierten Datenvolumen: rot, grün) ermittelt. Nicht zum 3D-Volumen rückgerechnet wurden die *ganz dunklen (schwarzen) Datenwerte*. Dieses Vorgehen eignet sich auch zur *automatischen Auswertung der Koordinaten* der eingebetteten Markierungen.



*Abbildung 1: Beispiel eines 3D-Modells (c) einer Femur aus einer Rückprojektion von nur 2 orthogonal aufgenommenen Röntgenbildern (a, b), mitsamt Markierungspunkten (a, b: Kreise; c: farbige Kugeln). Währenddem die Lokalisation der Markierungspunkte im Raum (c: farbige Kugeln) keine Schwierigkeiten zu bereiten scheint, sind gewisse technische Einschränkungen erkennbar, in dem das virtuelle 3D-Modell, das den Oberschenkelknochen darstellen soll (c: graues Gebilde), Stufen und Kanten aufweist.*

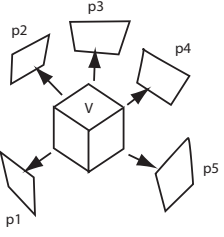
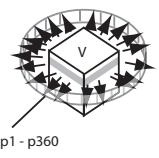
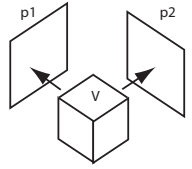


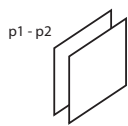
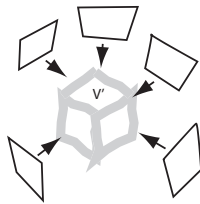
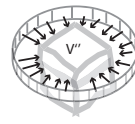
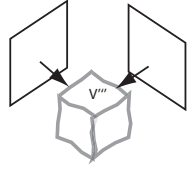
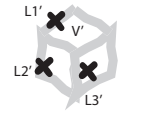
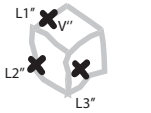
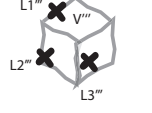

## Technisches Prinzip der Rückprojektion

Aus verschiedenen, zueinander in Bezug aufs Objekt in verschiedenen Winkeln (schräg oder orthogonal) orientierten Aufnahmen - Röntgenbilder, Fotos - können *grundsätzlich* immer dann Raumkoordinaten von Messpunkten eines aufgenommenen Objektes ermittelt werden, sobald jeder zu rekonstruierende Objektpunkt in mindestens zwei Aufnahmen vorhanden ist, und sobald die Aufnahmecharakteristika im Detail bekannt sind.

Dabei hängt die Genauigkeit von verschiedenen Aspekten der verwendeten Aufnahmen ab - unter anderem von der Auflösung (weniger hoch aufgelöste Abbildungen lassen nicht so genaue 3D-Modelle wie höher aufgelöste Abbildungen zu) und den Projektions-Charakteristika (bei stark verzerrten Abbildungen, z.B. durch die verwendete Optik einer Kamera, sind die 3D-Modelle ev. nicht so genau wie bei verzerrungsärmeren Abbildungen; bei nicht bekanntem Aufnahmeabstand und nicht bekannter Kameraoptik sind die berechneten 3D-Modelle weniger genau als bei genau bekannten Aufnahme-Einstellungen; orthogonale Röntgenbilder mit anzunehmender, praktisch punkt- bzw. fleckförmiger Strahlenquelle ist die 3D-Modellgenauigkeit anzunehmenderweise ideal).

Es gibt verschiedene Methoden, die zu sinnvollen 3D-Modellen führen, bei denen jeweils Einschränkungen, Vorteile und Nachteile etwas anders gelagert sind.

[Rest der Seite leer]

	<b>a)</b>	<b>b)</b>	<b>c)</b>	<b>d)</b>
Methode	Photogrammetrie	3D-Tomographie	Rekonstruktion anhand zweier orthogonaler Röntgenbilder	Direkte Ausmessung am Objekt
Projektion				
Daten, Bilder				
Rückprojektion				
Messdatenbestimmung				
Resultat	Lokalisation Fremdkörper = $f(L1', L2', L3')$ rekonstruierter Schusswinkel = $f(L1', L2', L3')$	Lokalisation Fremdkörper = $f(L1'', L2'', L3'')$ rekonstruierter Schusswinkel = $f(L1'', L2'', L3'')$	Lokalisation Fremdkörper = $f(L1''', L2''', L3''')$ rekonstruierter Schusswinkel = $f(L1''', L2''', L3''')$	rekonstruierter Schusswinkel = $f(L1''', L2''', L3''')$

**Abbildung 2: Übersichtlicher Vergleich verschiedener Methoden der Fremdkörperlokalisation oder Schusswinkelbestimmung;** (a) Photogrammetrie mit der Dokumentation mehrerer schräger Aufnahmen (p1 bis p5) des realen Objekts (V) und der anschliessenden Rückprojektion zum (virtuellen) Datenvolumen (V') mit den sich daraus ergebenden Messresultaten z.B. L1', L2' und L3', aus denen sich Winkel bzw. Lokalisationen ableiten lassen; (b) 3D-Tomographieverfahren, bei denen das reale Objekt (V) schichtweise aus jedem einzelnen Winkelgrad geröntgt wird (p1-p360), woraus sich das virtuelle Objektvolumen (V'') rekonstruieren lässt, an welchem sich die fragestellungsrelevanten Messresultate z.B. L1'', L2'' und L3'' ablesen lassen, die zur Bestimmung von Schusswinkeln oder Fremdkörperlokalisationen herangezogen werden können; (c) Rückprojektion aufgrund orthogonaler Röntgenaufnahmen oder Fotografien mit nur zwei einzelnen Röntgenbildern, daraus Bestimmung eines virtuellen Objektvolumens (V''') mit Ableitung z.B. von L1''', L2''' und L3'''; die direkte, manuelle Messung (d) ist eine sehr effiziente und kostengünstige Methode zur Winkelbestimmung (d), bei der die zur Winkelbestimmung wichtigen Grössen (z.B. L1''', L2''' und L3''') direkt am Objekt gemessen werden.

**Die Photogrammetrie** beschäftigt sich mit der Berechnung von virtuellen 3D-Objekten anhand von *mehreren, aus verschiedenen Winkeln* (schräg) aufgenommenen *Fotografien* (Abbildung 2a). Die Photogrammetrie erlaubt es zum Beispiel polizeilichen Unfalltechnikern, Verkehrsunfall-Situationen mit mehreren Fotos zu dokumentieren, und aus diesen Fotos später ein 3D-Modell zu erstellen. Die Photogrammetrie erlaubt auch Architekten, Gebäude mit mehreren Fotografien zu erfassen, um daraus 3D-Modelle zu erstellen. Wundformen wurden auch mittels Photogrammetrie in 3D-Modelle am Computer überführt [1,2].

Eine ausgefeiltere, photogrammetrische Technik ist diejenige der optischen Triangulation oder Streifenlichttopographie, welche verwendet wird, um sog. 3D-Scanner herzustellen, die nach vorausgegangener Kalibrierung durch Messplatte die Kameracharakteristika im Detail ausmessen, und die dann unter Ausnutzung mehrerer Aufnahmewinkel ein insgesamt recht genaues 3D-Modell einer Oberfläche bestimmen können [3-5].

Die sehr aufwendigen Dokumentationsmethoden (Abbildung 2a und b) gelten als "objektiv" und "benutzerunabhängig", weswegen sämtliche Messfehler als „inhärent“ zu beurteilen sind; bei der direkten Messung (Abbildung 2 d) kommt als Irrtums-Anteil dagegen praktisch nur der "Messperson-bedingte Fehler" in Betracht.

Stets ist Genauigkeit und Präzision eine wichtige Frage bei der Berechnung solcher 3D-Modelle, ungeachtet der nachfolgenden Anwendung – es geht im konkreten Fall mitunter um sehr geringfügige Unterschiede. Da durchaus mit verschiedenen Kameras, verschiedenen Auflösungen, verschiedenen Objekt-Kamera-Distanzen, unterschiedlichen Software-Methoden und mit ganz verschiedenen einschränkenden Rahmenbedingungen gearbeitet wird, lässt sich meist nur eine Kombination als „Set“ bezüglich Genauigkeit optimieren oder beurteilen; erst nach systematischer Austestung verschiedener Möglichkeiten, oder bei guter Kenntnis bestimmter Einflussgrößen, lassen sich Ungenauigkeiten auf bestimmte einzelne Einflussgrößen zurückführen und gegebenenfalls minimieren.

**Die Computertomografie (CT)** (Abbildung 2b) benutzt Röntgenstrahlen dazu, um aus *vielen, verschiedenen Winkeln Aufnahmen* eines bestimmten Gewebeblocks anzufertigen. Anschliessend werden aus diesen Aufnahmen Volumendaten für ein virtuelles 3D-Datenvolumen berechnet. Im Gegensatz zur Photogrammetrie sind bei der CT-Messungen Aufnahmecharakteristika bei jeder Messung konstant und aufgrund herstellerseitiger Vermessung auch bekannt; zu diesen Charakteristika gehören u.a. der Strahlengang der Messeinrichtung, sowie Aufnahmewinkel und -abstände. - Bezüglich der mathematischen Auswertung der Signalwerte anhand von angenommenen Absorptionskurven stützt sich die Rückprojektion von CT-Rohdaten auf Erfahrungswerte ab, die für eine konkrete Untersuchung in variablem Ausmass nicht stimmen (das Ausmass, indem ein solches Absorptionsmodell nicht



stimmt, kann heterogen durch eine bestimmte Probe sprunghaft variieren und lässt sich ex ante mitunter nicht vorhersagen); typischerweise wird eine in etwa lineare Absorption angenommen, und wenn das Objekt diesen Annahmen über die Absorptionscharakteristika nicht entspricht, ergeben sich Artefakte im rekonstruierten 3D-Datensatz. Auch wird ein mittels CT ermitteltes 3D-Datenvolumen von dem realen, untersuchten 3D-Objekt in Einzelheiten differieren, da nicht immer reale Struktur und Röntgendichte einander exakt entsprechen. Dazu kommt ein Ausmass an Rauschartefakten, die auflösungsinhärent der CT-Methode innewohnen. Im grossen und ganzen und idealerweise wird die 3D-Geometrie einer untersuchten Probe durch die Computertomografie grundsätzlich – vor allem an artefaktfreien Bereichen – recht exakt registriert.

**Generell gilt also**, dass sich anhand *mehrerer, winkelperschiedener Aufnahmen* - ob Fotografie, CT oder Röntgenbild - Berechnungen anstellen lassen, die als Rückprojektion bezeichnet werden. Diese Berechnungen führen zu einem *Volumendatensatz* (Abbildung 2: a/b,  $V'/V'$ ) - auch in der Minimalvariante mit nur zwei Aufnahmen (Abbildung 2: c,  $V''$ ).

Wir haben uns nun dafür interessiert, ob dasselbe Prinzip bereits mit nur zwei Röntgenaufnahmen als Minimalvariante der rückprojizierenden Verfahren funktioniert (Abbildung 2c), und nachdem wir relativ rasch etabliert hatten, dass es prinzipiell funktioniert (siehe Abbildung 1), blieben vor allem eine ganze Reihe von technische Fragen übrig (siehe weiter unten). Aus zwei orthogonalen Röntgenbildern (Abbildung 2c, p1 und p2) lassen sich ja mindestens theoretisch die Koordinaten eines auf beiden Bildern abgebildeten Punktes - relativ zu den anderen Punkten der beiden Bilder - *eindeutig* bestimmen. Daneben ist die *manuelle Koordinatenmessung* der aktuelle de-facto-Standard, die *Photogrammetrie*.

## Anwendung - Hintergrund

Die Rechtsmedizin strebt eine möglichst umfassende, dabei kostengünstige und fallbezogen zweckmässige Dokumentation von Befunden - bei Lebenden oder Verstorbenen - an. Oft handelt es sich bei diesen Befunden um *Verletzungen*.

Ein wichtiges Anliegen der rechtsmedizinischen Arbeit ist es, Dokumentationen auf eine Weise zu erstellen, dass diese spätere Re-Evaluierungen von Feststellungen und deren initialen Beurteilungen unter ev. neuen Gesichtspunkten zu erlauben, ohne dass der ursprüngliche Befund noch im Original vorliegen muss.

Diesem Anspruch kann man mit verschiedenen technischen Mitteln Genüge tragen; dabei sollte die Wahl der Technik mit dem angepeilten Ergebnis in Dokumentation, aber auch mit der nachfolgenden Beurteilung, hinsichtlich Genauigkeit, Aufwand und Kosten in einem gewissen Verhältnis stehen. Unter diesem Gesichtspunkt sind

kostengünstige Dokumentationsmethoden, besonders wenn sie genaue spätere Datenanalysen zulassen, von besonders grossem Wert.

### **Optimale Nutzung des Zeitfensters**

Dass es immer wieder zu Exhumationen kommt [6,7], ist womöglich besonders darauf zurückzuführen, dass die initiale Befunddokumentation von einem derartig geringen Umfang gewesen sein muss, dass *sogar* ein postmortal durch Fäulnis, Fettwachsbildung oder Mumifizierung sowie möglicherweise durch stumpfe Gewalt veränderter Leichnam noch ergänzende Hinweise liefern kann (siehe etwa Burke et al., 1998 [8]), um neu aufgetauchte Fragen zu klären. Dies ist für uns ein Hinweis, dass die genügende Ausnützung des zur rechtsmedizinischen Dokumentation zur Verfügung stehenden Zeitfensters und methodischen Umfangs weder *automatisch erfolgt* noch *selbstverständlich* sein dürfte.

Typischerweise dauert eine äussere Inspektion eines Leichnams etwa eine halbe bis eine Stunde, eine Obduktion anderthalb bis vier Stunden. Gesetzlich ist an vielen Orten eine gewisse Objektivität dadurch vorgesehen, dass zwei Obduzenten – und nicht nur eine Person – für die Untersuchung verpflichtet werden; diese erreichen in der Objektivität der Beschreibung und Beurteilung, so sie ihre Aufgabe denn auch ernst nehmen und wirklich zu zweit durchführen, ihr verwendetes Vokabular auf protokollarische Vorgaben oder wissenschaftliche Literatur abstützen und relevante Befunde zeichnerisch und fotografisch festhalten, meist Ergebnisse, die eine Inter-Observer-Korrelation von einer Höhe aufweisen, wie sie auch z.B. in der Radiologie nur unter optimalen Bedingungen erreicht wird (vorläufiges Ergebnis der Dissertation MARTINEZ am Institut für Rechtsmedizin Zürich). Unter solchen Bedingungen sind rasche Untersuchungsmethoden, die sich aufs notwendigste beschränken und wenig Geld kosten, die aber gleichzeitig relevante Auswertungen in noch anwendungsrelevanter Genauigkeit zulassen, als besonders leistungsfähig zu beurteilen. Wir vermuten, dass orthogonale Röntgenbildern hier hinzugerechnet werden können.

Bei Lebenden erfolgt eine rechtsmedizinische Untersuchung oft – innerhalb limitierter Zeit – in Polizeiwachen, ärztlichen Untersuchungszimmern in Universitätsinstituten oder in Krankenhäusern; zusammen mit einer allfälligen medizinischen Behandlung wird die Wundheilung den Verletzungsbefund im weiteren Verlauf ganz beseitigen oder ihn mindestens stark verändern. Bei lebenden Verletzten ist gelegentlich das Zeitfenster der Verletzungen so knapp, dass der Rechtsmediziner gar nicht aufgeboten werden kann, zum Beispiel wenn Lebensgefahr besteht, oder eine rechtsmedizinische Untersuchung aus anderen Gründen nicht am frisch Verletzten stattfinden kann. Dann muss unter Umständen auf Spitalbefunde zur Beurteilung zurückgegriffen werden, wobei sehr oft Röntgenbilder kostengünstiger, weit verbreiteter und konventioneller Standard sind [9].

## Limitierungen und Begrenzungen

Aufwendige und kostenintensive CT-Untersuchungen stehen derzeit mit institutseigenem Gerät an den rechtsmedizinischen Instituten in Bern (Schweiz, Anschaffung 2003), Heidelberg (Deutschland), Melbourne (Australien, Anschaffung 2005) und Kopenhagen (Dänemark) zur Verfügung; Magnetresonanztomographien werden *roulinemässig* von Dr. Rob Bisset (Manchester, Grossbritannien) und am rechtsmedizinischen Institut in Bern eingesetzt.

Dagegen verfügen zahlreiche rechtsmedizinische Institute über ein Röntgengerät, mit denen bei Verstorbenen konventionelle Aufnahmen auf Film angefertigt werden können. Lediglich bei der *Suche* nach metallischen Fremdkörpern (weniger bei der Frage nach deren konkreter *Lokalisation*) begnügt man sich gelegentlich mit nur *einer einzigen* Röntgenaufnahme. Ansonsten - klinisch, oder rechtsmedizinisch - werden konventionelle Aufnahmen *in zwei Ebenen* angefertigt.

Das Fehlen von ‚dreidimensionalen Scanverfahren‘ soll dabei kein Grund sein, auf dreidimensionale Datenauswertungen verzichten zu müssen.

## Voransicht oder Navigator

Praktische anatomisch-pathologische Übersichtsdarstellungen mit hinweisendem, hinführendem, aber nicht zwingend spezifizierendem Charakter können auch als ‚Voransicht‘ oder ‚Navigator‘ bezeichnet werden.

Solche Voransichten kennt man auch bei der *klinischen Untersuchung* von Verletzungen zur Vorbereitung der nachfolgenden Untersuchungen. Zum Beispiel weiss man gelegentlich erst nach einer Röntgenuntersuchung, dass es sich überhaupt um eine Schussverletzung handeln könnte. Und ganz konkret wird ein Chirurg ein Projektil dann erfolgreich entfernen können, wenn er z.B. aufgrund einer Röntgenuntersuchung vermuten kann, wo sich dieses befindet.

*Rechtsmedizinische Röntgenaufnahmen* dienen zunächst der unmittelbaren *Vorbereitung der jeweils anschliessenden Untersuchungsschritte*. Die Reihenfolge von Untersuchungsschritten kann wichtig sein, denn man erreicht durch geeignetes Aneinanderfügen im besten Fall optimale Dokumentations-Ergebnisse, während eine falsche Reihenfolge zum Zerstören oder Verpassen von Befunden führen kann. Dass Planen und Koordinieren der Reihenfolge von kriminalistischen Untersuchungsschritten in unklaren Situationen spannend und schwierig sein kann, ist aus der einschlägigen Literatur längstens bekannt [16], es ist Inhalt wissenschaftlicher Artikel sowie verschiedener Krimi-Fernsehserien, und es ist auch Gegenstand von interaktiven Lernmedien zum Thema Tatortarbeit und Verbrechensaufklärung [17].

Ein ganz bestimmter Untersuchungsschritt, der sich gut mit Röntgenbildern vorbereiten lässt, ist der des Auffindens und Sicherstellens von Projektilteilen; Röntgenbilder dienen der *besseren Auffindung* von Projektilteilen oder anderen röntgendichten Befunden bei der rechtsmedizinischen Untersuchung von Toten [18] und Lebenden [19]. Die Lokalisierung von Fremdkörpern - wie z.B. Geschossfragmenten – dient zum einen der rekonstruktiven Beurteilung im Rahmen der anderen Untersuchungsergebnisse bzw. der Gesamtumstände, sowie der konkreten Sicherstellung zur weiteren rekonstruktiven oder zuordnenden Untersuchung (etwa zur Analyse der chemischen Zusammensetzung), beziehungsweise der gezielten, therapeutischen Entfernung etwa durch eine Operation.

## Fragestellung

Die Anfertigung von 2 orthogonalen Röntgenaufnahmen ist eine medizinische und rechtsmedizinische sowie industrielle Dokumentationsmethode, die sich rasch und günstig realisieren lässt, und deren Genauigkeit und Anwendungsvorteile, -nachteile sowie praktische Probleme Inhalt dieser Dissertationsarbeit ist.

Die konkreten Fragen, die sich diese Arbeit stellt, sind:

- Wie ist eine Rückprojektion von zwei orthogonalen Röntgenbildern - oder von zwei Fotos – zur Ermittlung eines 3D-Datenvolumens technisch durchzuführen? Welche technischen Voraussetzungen bestehen, und wie lassen sich diese erfüllen?
- Wie genau sind die Ergebnisse im Vergleich mit anderen kostengünstigen Methoden der Erfassung von 3D-Koordinaten bzw. Raumpunkten (manuelle Ausmessung, Photogrammetrie)? Was passiert, wenn man den Bewertungsblickwinkel „von der genaueren zur weniger genauen“ Methode umdreht, und von der „weniger genauen zur genaueren“ Methode blickt?
- Was ist bei der Interpretation von Schussverletzungen in Zusammenhang mit der möglichen Schussrichtung, die man aus den vorliegenden Verletzungen ableitet, zu berücksichtigen?

### 3. Methodenentwicklung und Daten

Die Implementierung und Realisierung der Rückprojektion orthogonaler Bilder an und für sich war innert Kürze erledigt.

3D Modelle waren, ohne dass bestimmte Angaben zur Genauigkeit vorlagen, bereit zur Anwendung (siehe auch Seite 7 mit dem Abschnitt „2. Einleitung“). Nun interessieren für die rechtsmedizinische Anwendung meist aber mehr Details zu einer neuen Methode als nur deren alleinige Machbarkeit.

Es ist aus unserer Sicht vor allem einmal nicht sinnvoll, unkalibrierte - oder nicht optimierte – Rückprojektionsverfahren gegeneinander zu vergleichen, wenn durch Parameteroptimierung ein *besseres Ergebnis* erzielt werden kann.

Der Schritt der optimalen Parameterwahl anhand gezielter Ausnützung der Messvorrichtung oder -methode (aber ohne vorbestehende Referenzwerte) wird auch als Selbstkalibrierung (*self calibration*) bezeichnet. Mittels Selbstkalibrierung werden verschiedene Messmethoden (Rückprojektion orthogonaler Fotos und orthogonaler Röntgenbilder zur Berechnung von 3D-Modellen, sowie photogrammetrische Bestimmung von 3D-Modellen) gegeneinander *optimiert*.

Anschliessend werden Methodengenauigkeit und verbleibende Abweichungen bzw. Ungenauigkeiten der ermittelten 3D-Modelle bzw. 3D-Messungen untersucht. Die Feststellung der Genauigkeit erlaubt es uns, Angaben über zu erwartende Abweichungen zu machen, und diese mit Literaturangaben zu vergleichen.

Wir haben also die *technischen Voraussetzungen* der Rückprojektion untersucht und, wo notwendig, bearbeitet. Um die Selbstkalibrierung technisch korrekt zu realisieren, war die Ermittlung von geeigneten Gütemassen für die Repräsentation von 3D-Formen einerseits, und von geeigneten Gütemassen für den Vergleich von Messreihen andererseits notwendig.

Bei den Darstellungen und Erklärungen werden, wo es notwendig erscheint, englische Schlagworte in Klammern angegeben. Dies soll es erleichtern, diese Schlagworte (*keywords*) bei Bedarf in der englischsprachigen Literatur oder in englischsprachigen Online-Diensten zu suchen. Für einige Begriffe verweisen wir in Fussnoten auf weiterführendes, lexikalisches oder wissenschaftliches Schrifttum.

## Zur Gliederung der Vorgehensweise

Die *logische Reihenfolge* (Tabelle 1) der einzelnen Arbeitsschritte erfolgte nach dem Prinzip, dass das Ergebnis jeden Arbeitsschritts Voraussetzung für den darauf folgenden ist.

Die *Grundlagen oder Prinzipien* - wie eine bestimmte Technik funktioniert, und warum man etwas auf eine bestimmte oder andere Art machen sollte - werden im nachfolgenden kurz aufgelistet und im weiteren Text teilweise detaillierter erörtert.

Dabei gehen wir aber nicht auf alle technischen Details der Bedienung einzelner Geräte oder Computerprogramme ein, da diese aller Annahme nach in der Dokumentation (Handbuch, Manual, Betriebsanleitung) nachgelesen werden können. Vielmehr interessiert uns das Konzept hinter einer bestimmten Berechnung. Es können auch einzelne thematische Teilüberlappungen oder Redundanzen auftreten, die zur Erhöhung der Verständlichkeit beabsichtigt sind.

Technische Zusammenhänge der von uns gewählten Reihenfolge werden übersichtlich als Diagramm (Abbildung 3, Seite 19) dargestellt.

In den anschliessenden Abschnitten werden diese einzelnen Schritte detaillierter erläutert; die beiden folgenden Übersichtsdarstellungen (Tabelle; Diagramm) sollen dazu dienen, den Zusammenhang zwischen einzelnen Aspekten darzustellen, die wir anschliessend einzeln besprechen. Es ist eventuell sinnvoll, sich bei der Lektüre der nächsten Seiten an dieser Übersicht zu orientieren.

[Rest dieser Seite leer].

Numerierung Abschnitte	Ziel	Erläuterung der Technik
<b>0</b>	Rückprojektion in IDL implementieren und erste Tests anhand eines Dummy-Objekts rechnen.	Aus zwei orthogonalen 2D-Projektionen (z.B. Foto, Röntgen, Zeichnung, Skizze oder Scan) eines Objektes kann 3D-Information über Objektbereiche abgeleitet werden, die auf beiden Bildern abgebildet sind. Zunächst ist zur weiteren Implementierung Voraussetzung, dass man über einen geeigneten <i>Gegenstand</i> verfügt, der sich fotografieren oder röntgen lässt. Wir konstruieren einen Messgenauigkeitsdummy, implementieren Rückprojektionsroutinen in IDL und prüfen, ob das Ergebnis in etwa stimmt.
<b>1</b>	Fotografische, radiologische oder manuelle Dokumentation.	<p>Bei der fotografischen Dokumentation sind Verzerrungen dadurch zu minimieren, dass ein Objekt aus möglichst grosser Distanz fotografiert wird, oder dass eine metrische Kamera verwendet wird.</p> <p>Die Brennweite (bzw. der Strahlengang) der Abbildung führt zu Verzerrungen, so dass deren Wert ermittelt werden muss, um ein möglichst genaues 3D-Modell zu bekommen. Die vom Hersteller angegebenen Werte für die Brennweite einer Linse kann von einer tatsächlich vorhandenen Brennweite abweichen. Daher muss man bestimmen, welche tatsächlich vorhandene Brennweite bei der Erstellung eines konkreten Bildes vorlag.</p> <p>Die manuelle Vermessung kennt dagegen Projektions- bzw. Rückprojektionsprobleme nicht und führt direkt zu Messergebnissen.</p>
<b>2</b>	Bildmaterial digital erfassen.	<p>Zur Rückprojektion am Computer ist Voraussetzung, dass Bildmaterial (fotografische Negative, Diapositive, Papierbilder, Röntgenbilder, usw.) in <i>digitaler Form</i> vorliegt.</p> <p>Bei der Digitalisierung von Röntgenbildern zum Zweck der <i>Fremdkörperlokalisation</i> oder <i>Schusswinkelbestimmung</i> genügt es, die Digitalisierung auf die beiden von uns als wesentlich festgelegten Aspekte - Markierpunktlokalisierung, anatomische Orientierung - zu reduzieren.</p> <p><i>Röntgenbilder</i> können auf verschiedene Weise digitalisiert werden: Flachbettscanner, Durchlichtscanner, digitale Fotografie oder das Abzeichnen sind alles praktische Möglichkeiten der digitalen Erfassung.</p> <p>Sofern - wie bei der <i>digitalen Fotografie</i> - <i>Bilddaten a priori digital</i> vorliegen, entfällt dieser Schritt. Die konkrete Bedienung eines Scanners oder einer digitalen Kamera muss im Handbuch oder in der Dokumentation des Gerätes nachgelesen werden.</p>

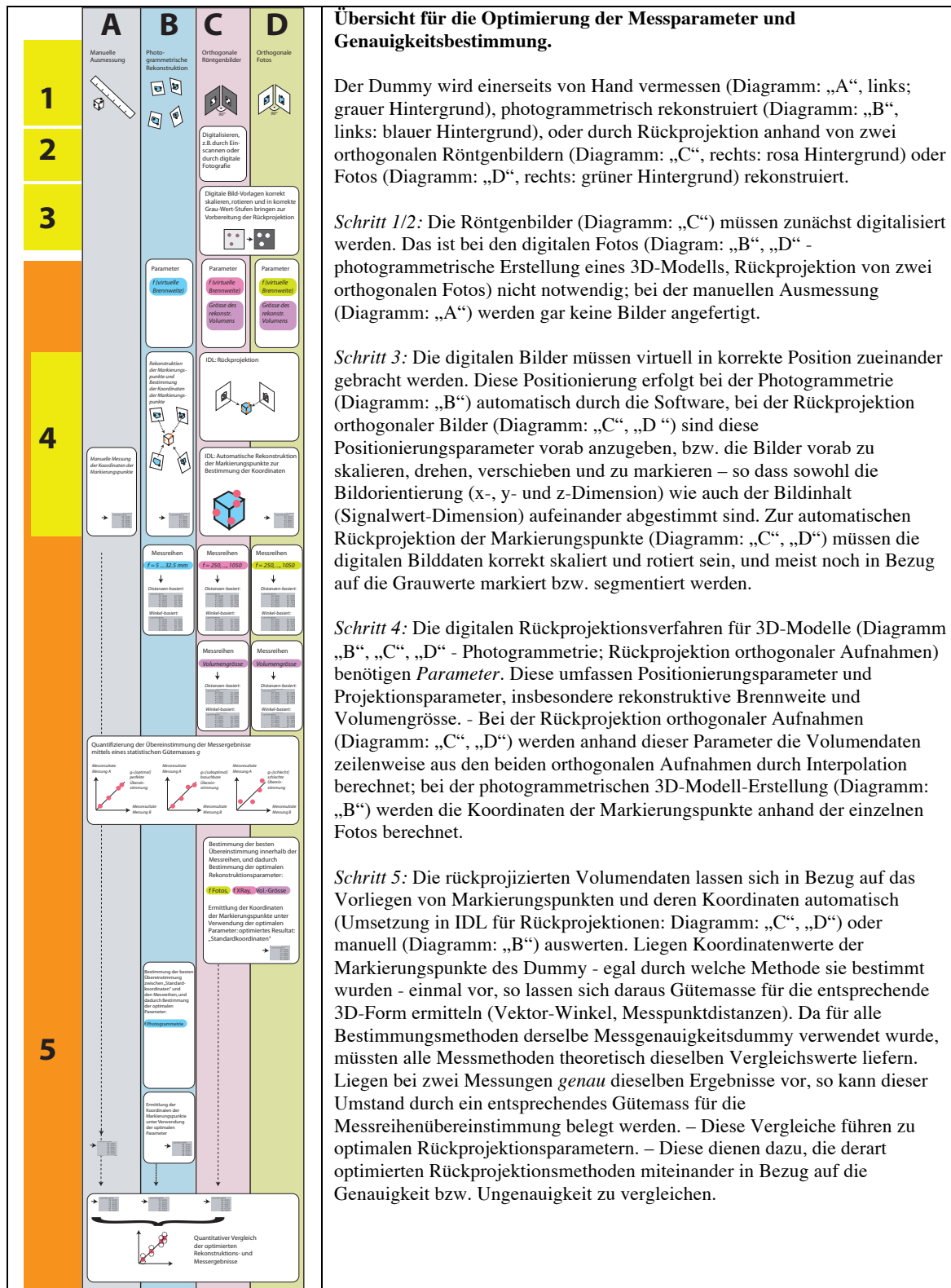
(Tabellenfortsetzung nächste Seite)

(Tabelle von vorausgegangener Seite fortgesetzt)

<b>3</b>	Digitale Bilder skalieren, ausrichten und markieren.	<p>Um anhand zweier orthogonaler Bilder ein gutes 3D-Modell zu rekonstruieren, ist es zwingende Voraussetzung, zunächst Skalierung, Ausrichtung und Signalwerte in Übereinstimmung zu bringen.</p> <p>Die <i>Markierung</i> sich gegenseitig entsprechender Strukturen mit entsprechenden Grauwerten erlaubt auch eine getrennte Überführung ins 3D-Volumen.</p> <p>Die Skalierung, Ausrichtung und Markierung kann in jedem handelsüblichen Bildbearbeitungsprogramm erledigt werden. Dazu notwendige Arbeitsschritte sind den jeweiligen Programm-Handbüchern zu entnehmen.</p>
<b>4</b>	Ermittlung von 3D-Information anhand des Messgenauigkeitsdummy.	<p>Wir erheben 3D-Informationen mittels drei verschiedener Methoden:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- Rückprojektion orthogonaler Bilder,</li> <li>- (Photogrammetrische) Rückprojektion schräger Bilder</li> <li>- Manuelle Ausmessung</li> </ul> <p>Dazu wird neben technischen Angaben zum Messvorgang das Ergebnis qualitativ in Bezug auf seine Plausibilität geprüft.</p>
<b>5</b>	Kalibrierung durch Optimierung der Messparameter, Genauigkeitsbestimmung, und beispielhafte praktische Anwendung der Ergebnisse.	<p>Das <i>Vorliegen von 3D-Information per se</i> bedeutet nie sofort, dass diese auch zwingend stimmt.</p> <p>Zunächst messen wir die 3D-Modelle im Rahmen einer sog. Selbstkalibration aus, um die Rückprojektionsparameter zu <i>optimieren</i>; durch geeignete Vergleichsverfahren können Messabweichungen minimiert werden. Die anschliessend noch vorhandenen Abweichungen lassen sich dann vergleichen.</p>
<b>..</b>	Anwendung	An konkreten Beispielen werden wir den Einsatz der Rekonstruktionsmethode illustrieren.

*Tabelle 1: Gliederung der technischen Schritte.*





### Übersicht für die Optimierung der Messparameter und Genauigkeitsbestimmung.

Der Dummy wird einerseits von Hand vermessen (Diagramm: „A“, links; grauer Hintergrund), photogrammetrisch rekonstruiert (Diagramm: „B“, links; blauer Hintergrund), oder durch Rückprojektion anhand von zwei orthogonalen Röntgenbildern (Diagramm: „C“, rechts; rosa Hintergrund) oder Fotos (Diagramm: „D“, rechts; grüner Hintergrund) rekonstruiert.

**Schritt 1/2:** Die Röntgenbilder (Diagramm: „C“) müssen zunächst digitalisiert werden. Das ist bei den digitalen Fotos (Diagramm: „B“, „D“ - photogrammetrische Erstellung eines 3D-Modells, Rückprojektion von zwei orthogonalen Fotos) nicht notwendig; bei der manuellen Ausmessung (Diagramm: „A“) werden gar keine Bilder angefertigt.

**Schritt 3:** Die digitalen Bilder müssen virtuell in korrekte Position zueinander gebracht werden. Diese Positionierung erfolgt bei der Photogrammetrie (Diagramm: „B“) automatisch durch die Software, bei der Rückprojektion orthogonaler Bilder (Diagramm: „C“, „D“) sind diese Positionierungsparameter vorab anzugeben, bzw. die Bilder vorab zu skalieren, drehen, verschieben und zu markieren – so dass sowohl die Bildorientierung (x-, y- und z-Dimension) wie auch der Bildinhalt (Signalwert-Dimension) aufeinander abgestimmt sind. Zur automatischen Rückprojektion der Markierungspunkte (Diagramm: „C“, „D“) müssen die digitalen Bilddaten korrekt skaliert und rotiert sein, und meist noch in Bezug auf die Grauwerte markiert bzw. segmentiert werden.

**Schritt 4:** Die digitalen Rückprojektionsverfahren für 3D-Modelle (Diagramm „B“, „C“, „D“ - Photogrammetrie; Rückprojektion orthogonaler Aufnahmen) benötigen *Parameter*. Diese umfassen Positionierungsparameter und Projektionsparameter, insbesondere rekonstruktive Brennweite und Volumengröße. - Bei der Rückprojektion orthogonaler Aufnahmen (Diagramm: „C“, „D“) werden anhand dieser Parameter die Volumendaten zeilenweise aus den beiden orthogonalen Aufnahmen durch Interpolation berechnet; bei der photogrammetrischen 3D-Modell-Erstellung (Diagramm: „B“) werden die Koordinaten der Markierungspunkte anhand der einzelnen Fotos berechnet.

**Schritt 5:** Die rückprojizierten Volumendaten lassen sich in Bezug auf das Vorliegen von Markierungspunkten und deren Koordinaten automatisch (Umsetzung in IDL für Rückprojektionen: Diagramm: „C“, „D“) oder manuell (Diagramm: „B“) auswerten. Liegen Koordinatenwerte der Markierungspunkte des Dummy - egal durch welche Methode sie bestimmt wurden - einmal vor, so lassen sich daraus Gütemasse für die entsprechende 3D-Form ermitteln (Vektor-Winkel, Messpunktdistanzen). Da für alle Bestimmungsmethoden derselbe Messgenauigkeitsdummy verwendet wurde, müssten alle Messmethoden theoretisch dieselben Vergleichswerte liefern. Liegen bei zwei Messungen *genau* dieselben Ergebnisse vor, so kann dieser Umstand durch ein entsprechendes Gütemass für die Messreihenübereinstimmung belegt werden. – Diese Vergleiche führen zu optimalen Rückprojektionsparametern. – Diese dienen dazu, die derart optimierten Rückprojektionsmethoden miteinander in Bezug auf die Genauigkeit bzw. Ungenauigkeit zu vergleichen.

Abbildung 3: Übersicht - Optimierung der Messparameter, anschliessend Genauigkeitsbestimmung

## (0) Rückprojektion und Messgenauigkeitsdummy

### Für wie genau halten wir die Methoden der Rückprojektion?

Die Qualitätsanmutung von 3D-Modellen als Ergebnis einer *Rückprojektion aufgrund von nur zwei orthogonalen Aufnahmen* ist tief, und man spricht diesen entsprechend tiefe Genauigkeit zu: derartig „billige“ 3D-Modelle erscheinen intuitiv *inhärent problembehaftet!*

- Zum einen wird man intuitiv angesichts der aufwendigen, markenorientierten und teuren CT-Scantechnologie kaum nachvollziehen, dass man mit nur zwei Aufnahmen *genaue Markierungspunktkoordinaten* bestimmen kann. Es gibt in der rechtsmedizinischen Literatur dieser Grundannahme entsprechend hierzu bislang nur einen einzigen Beitrag, in dem ein 3D-Modell durch Umnutzung eines radio-onkologischen Planungssystems *nachempfunden* - und nicht direkt berechnet – und daher als äquivalent mit einem Plastillin-Modell oder einer künstlerischen medizinischen Illustration beurteilt wird; der auf diese Weise erzielte Messfehler wird in dieser Arbeit auf etwa 5 – 10 Grad geschätzt [20]. Hingegen wird nicht explizit darauf hingewiesen, dass diese Messgenauigkeit sich anhand sorgfältigen Vorgehens grundsätzlich massiv verbessern lässt.
- Zum zweiten ist die *Rückprojektion aufgrund von nur zwei orthogonalen Aufnahmen* nicht in gleichem Ausmass wie ein CT-Scan in der Lage, Kurven oder Rundungen im realen Objekt in ein entsprechendes 3D-Datenvolumen einzurechnen. Die Beschränkung auf einzelne Markierpunkte hat sich offensichtlich bewährt (hierzu gibt es zahlreiche Literaturhinweise, zum Beispiel Mitton et al. (2000)[21]).

### Wie funktioniert die Rückprojektion (*backprojection*) anhand zweier orthogonaler Bilder?

Bei zwei orthogonalen Röntgenbildern (Abbildung 4: xray1 und xray2) ist deren relative Position zueinander implizit bekannt - es handelt sich ja um orthogonale Aufnahmen desselben Objekts. Die projektive Brennweite entspricht idealerweise dem bei der Aufnahme eingestellten Abstand zwischen Röntgenquelle bzw. Brennfleck und Film.

Die Bilder stehen implizit in *einer* Achse senkrecht zueinander, in der *anderen* Achse sind sie parallel, und so enthalten beide Bilder in *ihrer Gesamtheit* alle drei Raumachsen (Abbildung 4: x, y, z). Ein einzelner Objektpunkt (Abbildung 4: 3dspot) ist aufgrund seiner Abbildung auf zwei orthogonalen Röntgenbildern (Abbildung 4: xray1 > spot1, xray2 > spot2) also mehr als *hinreichend bestimmt*. Bereits aus dieser Feststellung heraus lässt sich ableiten, dass in digitalen

Verfahren eine Genauigkeit von der Grössenordnung der Auflösungsgenauigkeit des verwendeten Substrates (digitale 2D-Bilder; 3D-Datenvolumen) auch bei 3D-Modellen möglich sein müssen - wenn man nur bei den Parametereinstellungen keine Fehler macht.

Damit die implizite Bekanntheit der 2D-Koordinaten auch explizit auslesbar ist, müssen zur Vorbereitung der rechnerischen Rückprojektion zur Ermittlung eines 3D-Volumens die orthogonalen Röntgenbilder zunächst in *die korrekte Position zueinander* gebracht werden, da diese relative Position zur Berechnung korrekter Volumendaten Grundvoraussetzung ist (Abbildung 4: xray1, xray2); das bedeutet, dass die Bilder in ihrer Ausrichtung parallel und in ihrer Grösse bzw. Skalierung gleich sein müssen (Abbildung 4: beide z-Achsen parallel zueinander und z-Achsen gegeneinander ausgerichtet und gleich skaliert).

Aus der expliziten Position bzw. Anordnung der Bilder zum Objekt ergibt sich ohne weiteres die korrekte Positionierung des gemeinsamen Koordinatensystems (Abbildung 4: xyz-Koordinatensystem), in das hinein das virtuelle 3D-Volumen, schichtweise entlang der z-Achse, rekonstruiert wird. Diese Ausrichtung ist bei *orthogonalen Röntgenbildern* relativ einfach vorzunehmen, da diese senkrecht zueinander aufgenommen wurden (Abbildung 2c / Seite 9, sowie Abbildung 4); dagegen kann die *indirekte Abschätzung der relativen Bildpositionen* zum Objekt beim *photogrammetrischen 3D-Verfahren* (Abbildung 2a / Seite 9) erhebliche Ungenauigkeiten verursachen.

Die Lokalisation eines Punktes (Abbildung 4: 3d spot) im Volumen (Abbildung 4: vol) lässt sich anhand seiner Abbildung dieses Punktes auf den Röntgenbildern (Abbildung 4: spot1, spot2) mindestens vom Prinzip her *präzise lokalisieren*.

Bei der Rückprojektion wird das zu rekonstruierende Datenvolumen (Abbildung 4: vol) *zeilenweise aus den Bilddaten* (Abbildung 4: xray1, xray2) aufgebaut. Die bei der ursprünglichen Projektion zur Erstellung der Röntgenbilder verwendeten Projektionscharakteristika werden nun als Rückprojektionscharakteristika verwendet (siehe auch den nachfolgenden Abschnitt „Rückprojektionscharakteristika“ ab Seite 26).

# Übersicht

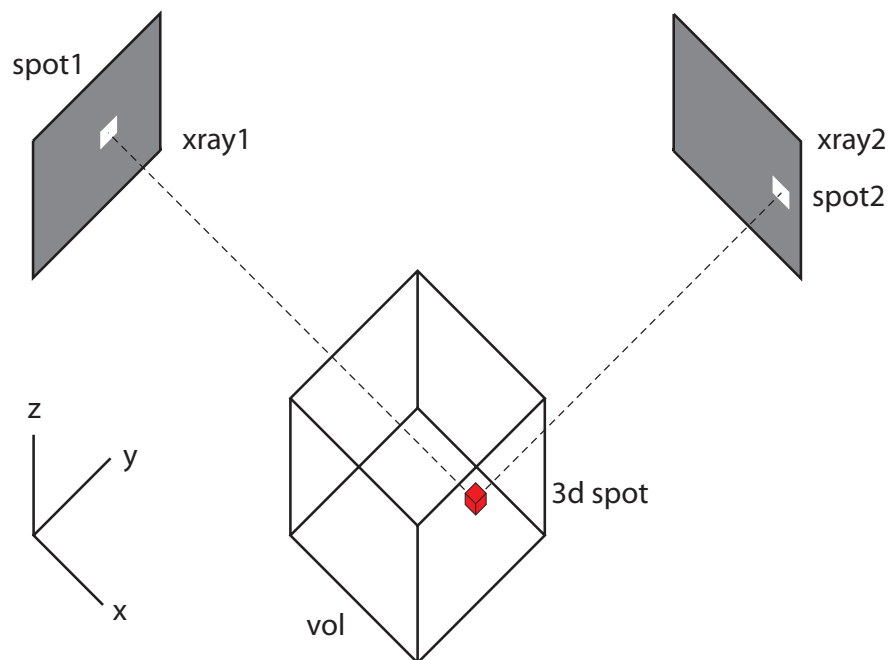
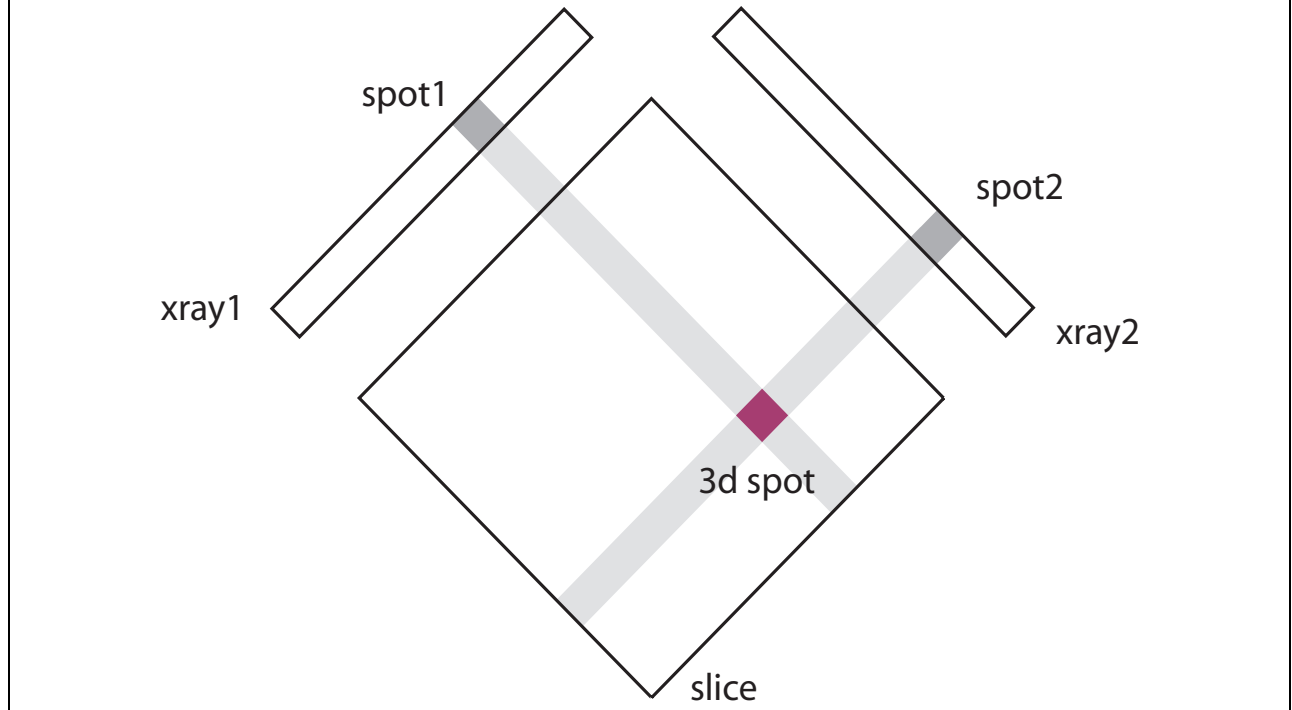


Abbildung 4: Dieses Diagramm zeigt, wie bei schichtweiser Abtastung zweier Röntgenbilder in der  $z$ -Achse (siehe das Koordinatensystem) für jeden homologen - sich entsprechenden - Punkt ( $spot1$ ,  $spot2$ ) eines ursprünglich mittels Röntgen untersuchten Objekts (hier nicht zu sehen), der auf beiden Röntgenbildern ( $xray1$ ,  $xray2$ ) abgebildet ist, dessen genaue Raumposition ( $3d\ spot$ ) innerhalb des zurekonstruierenden Datenvolumens oder virtuellen 3D-Objektes ( $vol$ ) bezeichnet werden kann. Dies gründet darin, dass das eine Röntgenbild ( $xray1$ ) zwei Achsen des 3D-Koordinatensystems enthält ( $y$  und  $z$ , siehe das abgebildete Koordinatensystem), und dass das andere Röntgenbild ( $xray2$ ) ebenfalls zwei Achsen des 3D-Koordinatensystems enthält ( $z$  und  $y$ , siehe das abgebildete Koordinatensystem).

## Detail: Bildzeilen -> Schicht



*Abbildung 5: In dieser Abbildung blicken wir auf das in Abbildung 4 dargestellte Koordinatensystem von 'oben', also auf die x-y-Ebene. Aufgrund der beiden orthogonalen Bilder (xray1, xray2) wird der darauf abgebildete Punkt auf dem Objekt rekonstruiert, indem man diesen in das virtuelle 3D-Objekt hineinplaziert (3dspot). Schichtweise (entlang der z-Achse) wird so das virtuelle 3D-Objekt aus den orthogonalen Bildern aufgebaut.*

Entlang der z-Achse (also entsprechend der Abbildung 4 von unten nach oben) werden bei der Rückprojektion die Bilder zeilenweise (Abbildung 5: xray1, xray2) zu Volumen-Schichten (Abbildung 5: slice) durch Überlagerung rückprojiziert, so dass durch diese Überlagerung aus den einzelnen Bildpunkten (Abbildung 5: spot1, spot2) in der rekonstruierten Schicht (Abbildung 5: slice) der entsprechende Punkt errechnet wird (Abbildung 5: 3dspot). Der gesamte Stapel der einzelnen rekonstruierten Schichten ergibt dann das *resultierende Datenvolumen*. Die Grösse dieses Datenvolumens ist nicht direkt mit der Grösse der verwendeten Bilder verknüpft – man kann sie eigentlich frei wählen. Sinnvolle Auswahlverfahren zur Volumengrössebestimmung werden grundsätzlich im Abschnitt „Volumengrösse“ ab Seite 130, sowie im Zusammenhang mit Ergebnissen im Abschnitt "1. Volumengrösse - Selbstkalibrierung der zur Volumenrekonstruktion relevanten Rekonstruktionsparameter“ ab Seite 137 erörtert.

Das Verständnis dieses schichtweisen Aufbaus des 3D-Volumens mit überlagerndem Rückprojektionsverfahren zur Ermittlung von Volumen-Schichten aus Bild-Zeilen ist auch insofern von Bedeutung, als Form und Ausbildung von *Überlagerungsartefakten*, sowie Form und Ausbildung von Qualitätsmängeln in der Rückprojektion runder Strukturen wesentlich durch dieses Verfahren bestimmt werden (siehe auch den Abschnitt zum Thema der Formgenauigkeit ab Seite 158).

### **Segmentierung der 2D-Bilder zum Zweck der Segmentierung bei der Rückprojektion**

Sehen wir uns zwei orthogonale Röntgenbilder - z.B. nach Schädeldurchschuss (vgl. Anwendungsbeispiele ab Seite 173) - an, so können wir meist schon von Auge verschiedene, eingebettete Fremdkörper voneinander unterscheiden und sie oft auch, im Vergleich der beiden Röntgenbilder, einander zuordnen. Obwohl wir gelegentlich Probleme haben, Fremdkörper einer *bestimmten Lokalisation im Raum* zuzuordnen, können wir sie *einander auf dem Röntgenbild* ganz gut zuordnen - zum einen aufgrund der gleichen Höhe bei orthogonalen Aufnahmen, zum anderen aufgrund *Grösse, Form und Röntgendichte*.

Automatische Bildverarbeitung kann verschiedene einzelne Markierungspunkte dann besonders gut *separat* aus den Röntgenbilddaten auslesen, wenn diese zuerst von Hand im Digitalbild *unterschiedlich markiert* werden. Wir können also unterschiedlich markierte Strukturen aus 2D-Bildern separat in 3D-Modelle überführen, die im selben Koordinatensystem zu einem 3D-Objekt zusammengefügt werden.

Diese Segmentierung mit nachfolgender, automatischer Berechnung von Komposit-3D-Modellen hat den Vorteil, dass sich so eine Vermeidung von Überlagerungsartefakten (siehe auch den Abschnitt zum Thema der Formgenauigkeit ab Seite 158), automatische Auswertungen, oder bedeutungsgetrennte Darstellungen realisieren lassen.

Das Prinzip ist in Abbildung 6 (Seite 25) dargestellt.

[Rest dieser Seite frei]

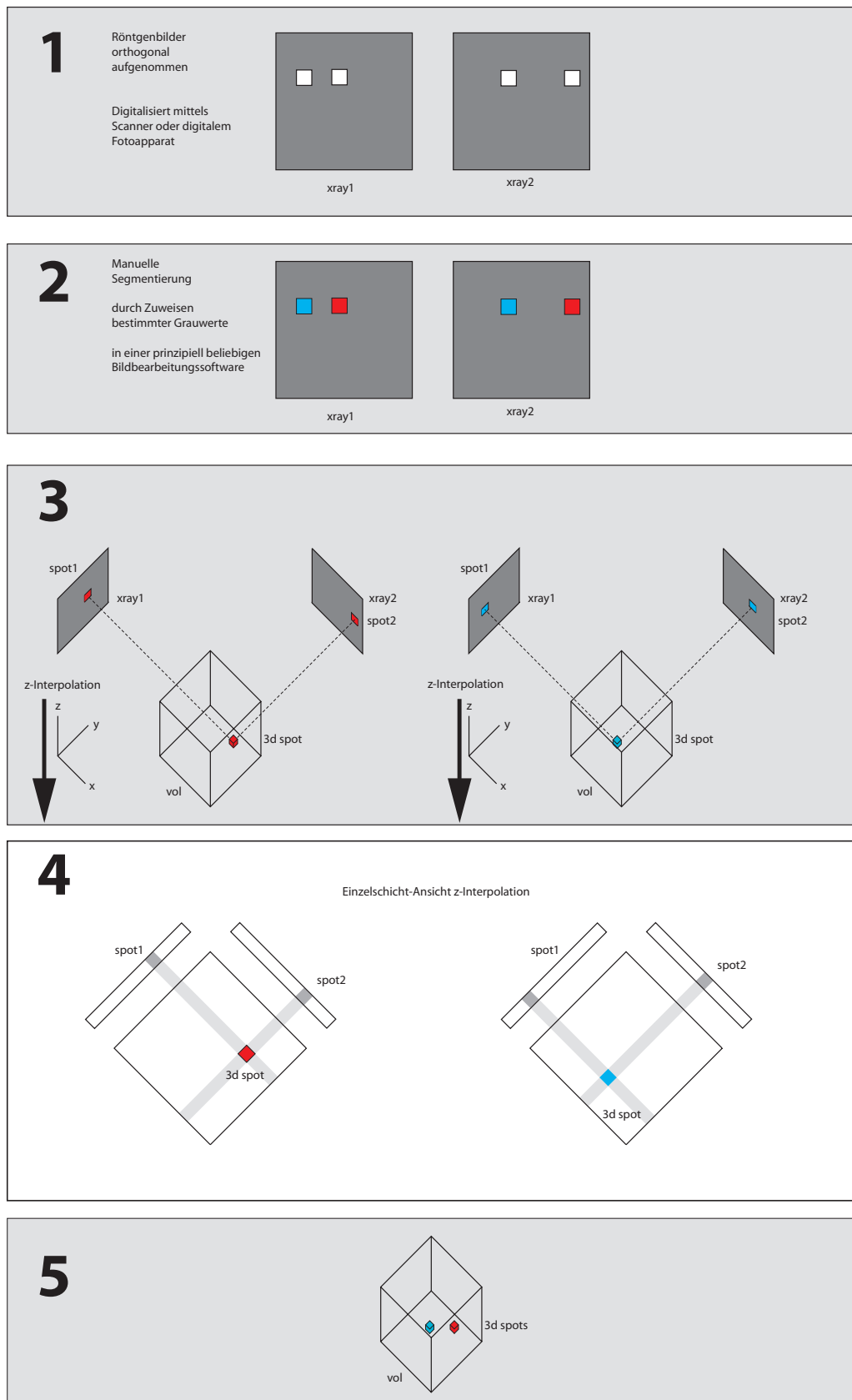
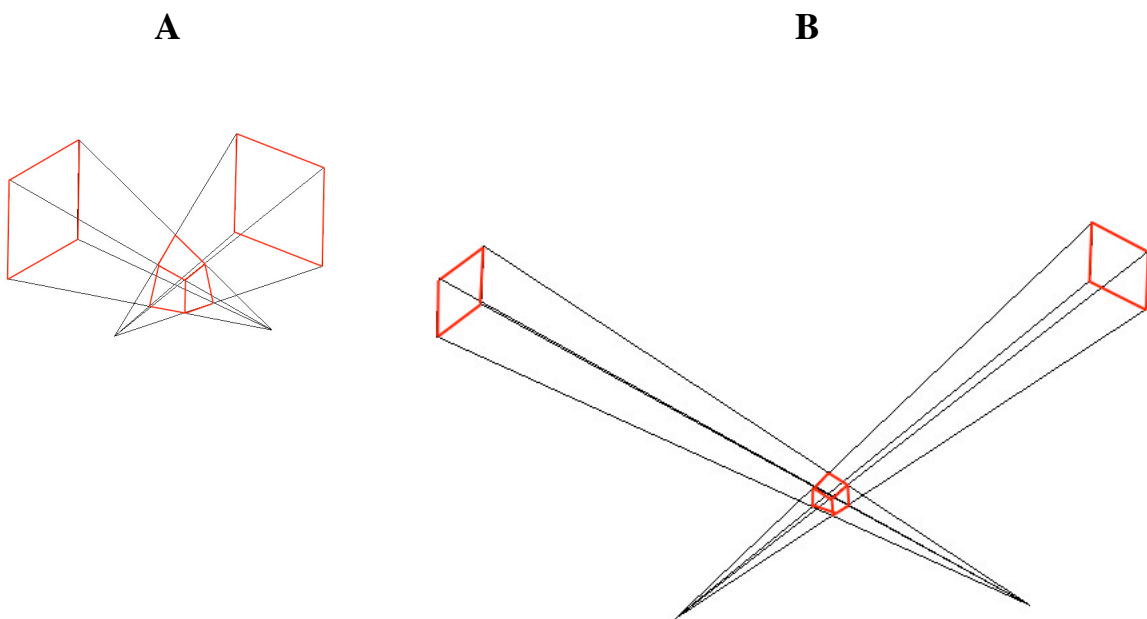


Abbildung 6: Hier wird dargestellt, wie zwei orthogonale Röntgenbilder rekonstruiert werden, die zwei verschiedene, einander zuzuordnende Markierungspunkte oder Fremdkörper enthalten, die sich in derselben Schicht befinden (1: die weißen Punkte). Indem man diese unterschiedlich markiert (etwa durch Farben oder Grauwerte, siehe 2), lassen sich diese automatisch separat in

*zwei separate virtuelle 3D-Objekte (siehe 3) überführen; diese werden separat schichtweise (4) aufgebaut. Zuletzt führt man die berechneten virtuellen 3D-Objekte zusammen und erhält so die separat voneinander bestimmten Markierungspunkte oder Fremdkörper im selben Koordinatensystem (5).*

## **Rückprojektionscharakteristika**

Bei der Rückprojektion projizierter 2D-Bilder zur Bestimmung von 3D-Volumendaten (ob nun anhand zweier orthogonaler, anhand mehrerer schräger oder anhand zahlreicher abstandsgleicher Bilder wie beim Schicht-CT) sind Eigenheiten des Abbildungsvorgangs und Eigenheiten der digitalen Datenverarbeitung zu berücksichtigen.



*kleine projektive  
Brennweite*

*grosse projektive Brennweite*

*Abbildung 7: Man kann hier die Geometrie eines 3D-Raums vergleichen, wenn dieser sich in der Kreuzung der Strahlengänge bei kurzer (A, links) und langer (B, rechts) Brennweite befindet. Beidemale sind Verzerrungen zu erkennen. Diese sind in diesem Beispiel ganz erheblich – aber sie sind auch dann messbar anders, wenn man sie von Auge kaum mehr unterscheiden kann. Davon unabhängig ist die Frage zu beurteilen, welche Datengrösse das rekonstruierte Datenvolumen aufweist (welches hier nicht massstäblich in den Abbildungen A und B unterschiedlich gross dargestellt ist – dieses Diagramm soll lediglich den Verzerrungsgrad von unterschiedlichen rekonstruktiven Brennweiten verdeutlichen).*



*Zum Abbildungsvorgang:* Der Strahlengang eines optischen Systems (Röntgenaufnahmen; Fotografie) verzerrt verschieden weit vom System entfernte Messpunkten am realen Objekt bei dessen Projektion bzw. Abbildung auf ein 2D-Bild; dies äussert sich umgekehrt ebenso bei der Rückprojektion, indem verschiedene Strahlengänge verschieden schiefe bzw. verzerrte 3D-Koordinatensysteme im rekonstruierten Datenvolumen aufspannen (siehe Abbildung 7: das im Diagramm dargestellte 3D-Volumen weist brennweitenabhängige Verzerrungseigenschaften auf, und Abbildung 8: je nach Wahl der rekonstruktiven Brennweite erhält man ein unterschiedliches 3D-Volumen; siehe hierzu auch den Abschnitt ab Seite 147).

*Zur Eigenheit der digitalen Datenverarbeitung:* Für die Genauigkeit eines 3D-Modells ist ausserdem wichtig, wie gross das bei der Rückprojektion errechnete Datenvolumen ist. Je grösser dieses ist, umso eher genügt die Auflösung, so dass möglichst genaue 3D-Modelle abgeleitet werden können (Details hierzu: siehe Abschnitt ab Seite 137).

#### *Rückprojektionscharakteristika: Abbildungsvorgang - Brennweite*

Vom Konzept her ist zwischen *deklarierter* Brennweite (was man an einem Gerät abliest oder den Kenndaten des Gerätes entnimmt, was bei Fotoapparaten am Objektiv oder bei digitalen Bildern in der Datei-Information angegeben ist), *projektiver* Brennweite (verwendete Abbildungs-Brennweite zum Zeitpunkt der Erstellung der 2D-Bilder), und *rekonstruktiver* Brennweite (zur möglichst genauen Rückprojektion von 2D-Bildern zum 3D-Objekt zu verwendende Brennweite) zu unterscheiden.

Die *deklarierte* Brennweite liest man beim Fotoapparat vom Gerät selbst, oder direkt aus der digitalen Fotodatei; beim idealen Röntgengerät entspricht diese dem Abstand zwischen Brennfleck und Film (siehe hierzu auch Abschnitt Seite ). Die *projektive* Brennweite ist *nicht* bekannt, entspricht aber typischerweise *nicht genau* der *deklarierten* Brennweite. Dies gilt auch für zwei orthogonale Aufnahmen – wo man mit dem Strahlenquellen-Filmabstand rechnet –, oder für die Photogrammetrie, und zwar ist egal, ob es sich um „bekannte Optiken“ von Kameras [22,23] oder Röntgengeräten [24] handelt.

Diese Unterscheidung ist wichtig, wenn man genau rückprojizieren will: Rechnet man von 2-dimensionalen Abbildungen auf ein 3-dimensionales Modell zurück, so wird das Ergebnis nur dann möglichst genau sein, wenn für die rekonstruktive Brennweite ein Wert gewählt wird, welcher der *projektiven* Brennweite (und nicht der *deklarierten* Brennweite) möglichst nahe ist. Das bedeutet, dass man die Projektionscharakteristika bestimmen muss.

Der Einfluss der Brennweite lässt sich anschaulich an den folgenden Beispielen erkennen (Abbildung 8): links wurde der von uns entwickelte Dummy zwar offensichtlich dreidimensional rekonstruiert, aber der Parameter für die Brennweite war deutlich zu tief gewählt ( $f=140\text{mm}$ ). Ein besserer (höherer) Wert ( $f=1041\text{mm}$ ) führte zum 3D-Modell rechts im Bild. Auch wenn sich solche Unterschiede bei *wenig abweichenden* Brennweite-Werten von Auge eventuell kaum erkennen lassen, so können diese mit *geeigneten Gütemassen* rechnerisch gut festgestellt werden.

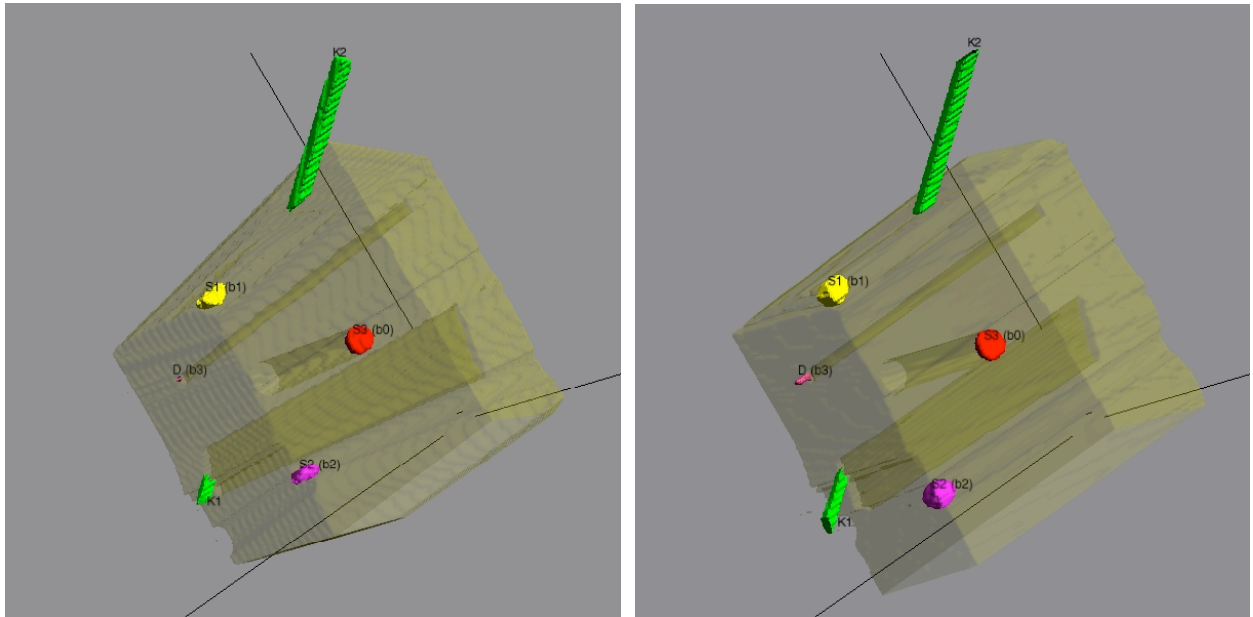


Abbildung 8: Dummy (ockerfarben) mit eingebrachten Markierungspunkten (farbig: Kugelschreiberminen (grün) und verschiedene Metallteile (gelb, rot, rosa). Beim Dummy handelt es sich um einen quaderförmigen Plastillinklotz, der parallele Kanten aufweist. Links stehen die Kanten des ockerfarbenen 3D-Objekts zueinanderetwas windschief bei einem deutlich zu tiefen Wert für die rekonstruktive Brennweite ( $f=140\text{mm}$ ), rechts ein deutlich besserer Wert ( $f=1040\text{mm}$ ).

### Rückprojektionscharakteristika – Volumengrösse

Rechnet man aus verschiedenen Bildern ein Datenvolumen, so wird der Rechenaufwand für ein grosses Datenvolumen deutlich grösser sein, die Genauigkeit von daraus abgeleiteten 3D-Modellen aber bis zu einer bestimmten Datenvolumengrösse höher. Grund dafür ist die Auflösungsgrenze: Bei allen Digitalisierungen ist die kleinste Einheit stets eine endliche Grösse – bei digitalen Bildern der einzelne Bildpunkt (*pixel*), bei Datenvolumen der Volumenpunkt (*voxel*).

## Verwendung von Dummys und Problemreduktion durch Verwendung von Markierungspunkten

Die Bezeichnung möglicher Schussverläufe wird meist das auf die Annahme eines ‚geraden Schussverlaufs‘ anhand der geometrisch-linearen Verbindung konkreter *Schussfolgen* reduziert, beispielsweise in Form von Raumkoordinatenpunkten an den Stellen von Ein- und Ausschussverletzungen.

Wir reduzieren daher das Problem der *Rückprojektion von Fremdkörpern oder Ermittlung möglicher Schusswinkel* anhand zweier orthogonaler Röntgenbilder auf das Problem der *Rückprojektion der Koordinaten von Markierungspunkten*. Zur praktischen Ausmessung entwickeln wir einen entsprechenden Messgenauigkeits-Dummy<sup>1</sup>.

## Messgenauigkeits-Dummy, Markierungspunkte und deren Beschriftung

### Materialwahl

Wir haben im Hinblick auf die notwendige *Erfolgskontrolle* (Validierung der Methodenentwicklung) eine Reihe konkreter Anforderungen identifiziert (siehe die nachfolgende Tabelle 2).

Anforderung	Technische Berücksichtigung
Der Dummykörper mitsamt Markierungspunkten muss verschiedenen <i>Modalitäten der bildlichen Datenerfassung</i> zugänglich sein.	Zu den <i>Modalitäten der bildlichen Datenerfassung</i> gehört (1) die visuelle Inspektion und manuelle Ausmessung, die (2) die fotografische Dokumentation und die anhand der Fotos angefertigten, photogrammetrischen 3D-Modell-Berechnung: dies bedeutet, dass die Markierungspunkte <i>von aussen sichtbar sind</i> - und nicht etwa in ein undurchsichtiges Material eingebettet sind; zu den <i>Modalitäten der bildlichen Datenerfassung</i> gehört zudem (3) das Röntgen: dies bedeutet, dass die Markierungspunkte <i>röntgendicht</i> sein müssen.  Dies bedeutet, dass der Körper des Dummy eine Abgrenzung zu den Landmarken zulassen muss, sich aber gleichzeitig identifizieren lassen soll: der <i>Dummykörper muss daher eine schwache aber feststellbare Röntgenabsorption aufweisen</i> und optisch gut erkennbar und von den Markierungspunkten unterscheidbar sein.
Die Landmarken sollen sich - auf den verschiedenen Aufnahmen - eindeutig einander zuordnen lassen.	Dies bedeutet, dass die Markierungspunkte nicht zu nahe zusammen liegen dürfen, womöglich in verschiedenen Koordinatenbereichen der z-Achse bzw. verschiedenen Rückprojektionsschichten liegen sollten (vgl. Abbildung 4 auf Seite 22).
Kostengünstig	Ein validierter Messdummy in Industriegenauigkeit kommt nicht in Frage. Wir werden mit handelsüblichen Materialien arbeiten. Unser Vorgehen soll nicht nur theoretisch, sondern praktisch nachvollziehbar sein.

Tabelle 2: Anforderungen an das Material eines Test-Dummy.

---

<sup>1</sup> Dummy ist ein Begriff, der z.B. Attrappen, Nullnummern, Testvorrichtungen mit besonderen Messmöglichkeiten, oder Platzhalter bezeichnet. Dieser Begriff lässt sich in Lexika oder Online-Enzyklopädien, z.B. <http://www.wikipedia.org>, nachschlagen. Wir haben daher hier auf eine vertiefte Erläuterung verzichtet.

Für den Dummy wurden Materialien verschiedener Röntgendichte verwendet, welche geeignet sind, die Anforderungen aus technischer Sicht zu berücksichtigen (siehe die nachfolgende Tabelle 3):

Material:	Ungefähre Zusammensetzung:	Qualitative Angaben zur Röntgenabsorption	Dummy-Teil:
Plastilin ( <i>plastiline</i> )	„Petroleum Jelly“, Fettsäuren, Kreide (Calciumcarbonat)* [25]	*: Kalzium in Staubform wird zu einer schwachen, diffusen Röntgenabsorption führen.	Dummy-Körper
Draht	Kupfer	Deutliche Röntgenabsorption	Massstab
Draht	Kupfer	Deutliche Röntgenabsorption	Markierpunkte verschiedener Formen
Schrauben	Eisen	Deutliche Röntgenabsorption	
Kugelschreiber- mine	(Metall)	Deutliche Röntgenabsorption	

*Tabelle 3: Materialeigenschaften für unseren Messgenauigkeitsdummy.*

### *Beispiel eines Pilot-Dummy*

Der konkrete Entwurf des im weiteren verwendeten Messparameter-Dummy *ist ein Ergebnis von Vorversuchen*, unter anderem mit einem nicht weiter definierten, ersten *Pilot-Dummy* (siehe Abbildung 9 mit einem noch eher unförmigen Plastillin-Klotz: oben ein Foto, auf dem eingebettete Markierungspunkte mit Pfeilen und Buchstaben bezeichnet sind; unten eine Darstellung des rekonstruierten, virtuellen 3D-Volumens, in dem einige entsprechende Markierungspunkte ebenfalls mit Pfeil und Buchstaben bezeichnet sind); dieses Beispiel aus unseren Pilotversuchen zeigt zum Beispiel, dass bereits auf Anhieb relativ realistische Markierungspunkt-Koordinaten rekonstruiert werden können, solange diese auf den Bildern abgebildet sind.

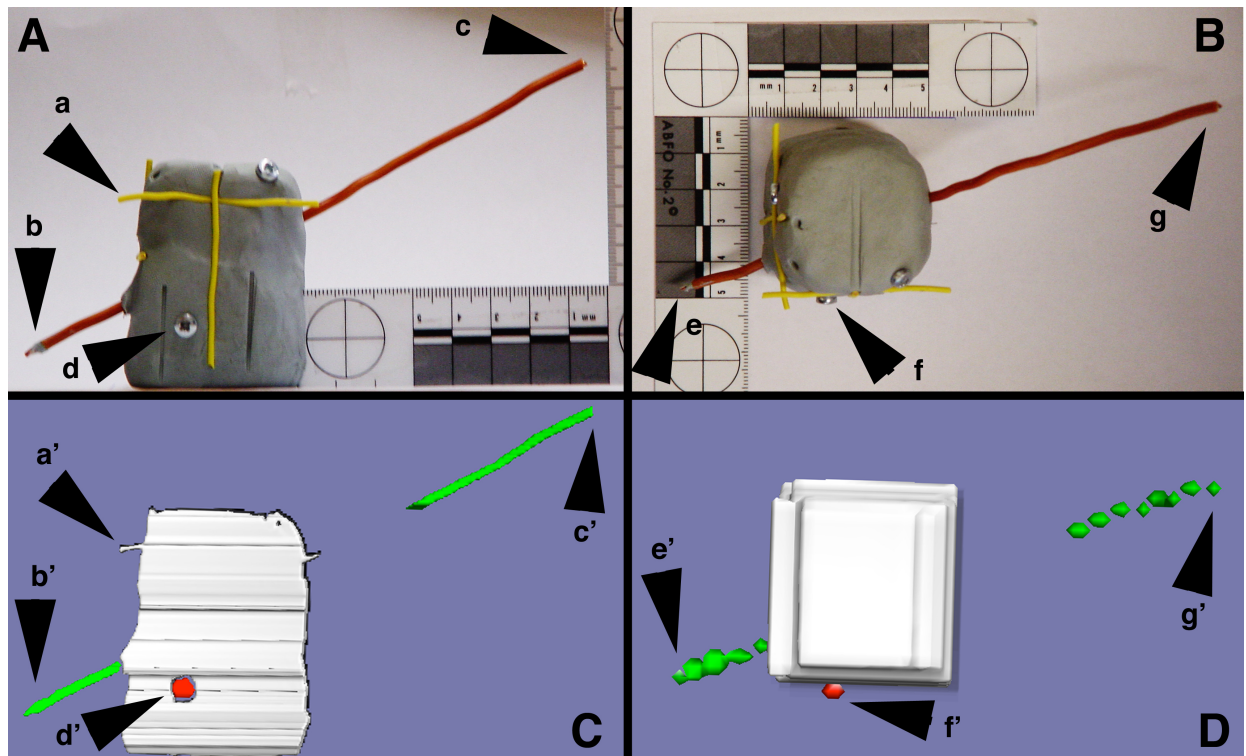


Abbildung 9: Pilot-Dummy; oben (A, B) Fotos zur Simulation eines Röntgenbilds; unten (C, D) mittels Rückprojektion errechnetes 3D-Model; a, b, c, e, g: Ende eines Drahtstücks; d, f: Schraube. Der im folgenden dargestellte Messgenauigkeits-Dummy (siehe Abbildung 10) wurde willkürlich entworfen, um den technischen Anforderungen zu entsprechen. Mit gleichem technischem Anspruch wäre theoretisch auch eine grosse Anzahl anderer, brauchbarer Dummies denkbar; es sind für verschiedene Zwecke auch industrielle biomedizinische Messphantome erhältlich.

[Rest der Seite leer]

## Messgenauigkeits-Dummy

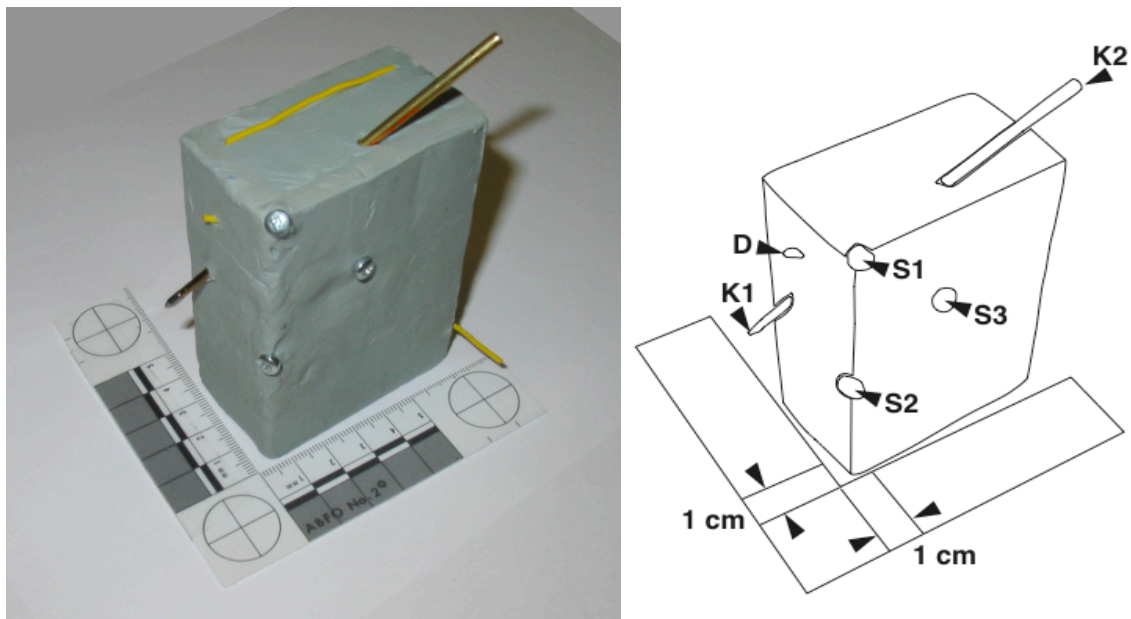


Abbildung 10: Messparameterdummy; links: Fotografie, rechts: Diagramm mit Markierungspunktbezeichnungen

**Grundkörper** ist ein quaderförmiger Plastilinklotz von ca. 3 x 6 x 8 cm Grösse. Der Dummy weist drei "interessante" Seiten auf: eine nach oben, eine nach links und eine nach rechts. Die auf dem Foto nicht erkennbaren Seiten weisen von Auge keine weiteren Markierungspunkte auf.

**Sechs Markierungspunkte** werden willkürlich bezeichnet, um eine konsistente Identifizierung durch die verschiedenen Darstellungs- und Datenverarbeitungsmodalitäten zu erlauben. Die Markierungspunkte sind so angebracht, dass sie nicht nur im Röntgenbild erfasst werden, sondern auch von Auge erkennbar und somit fotografierbar sind und zudem von Hand vermessen werden können.

Von oben nach links unten wird ein gerader, metallischer Gegenstand (Kugelschreiber) durchgesteckt, dessen Endpunkte mit **K1** und **K2** bezeichnet werden.

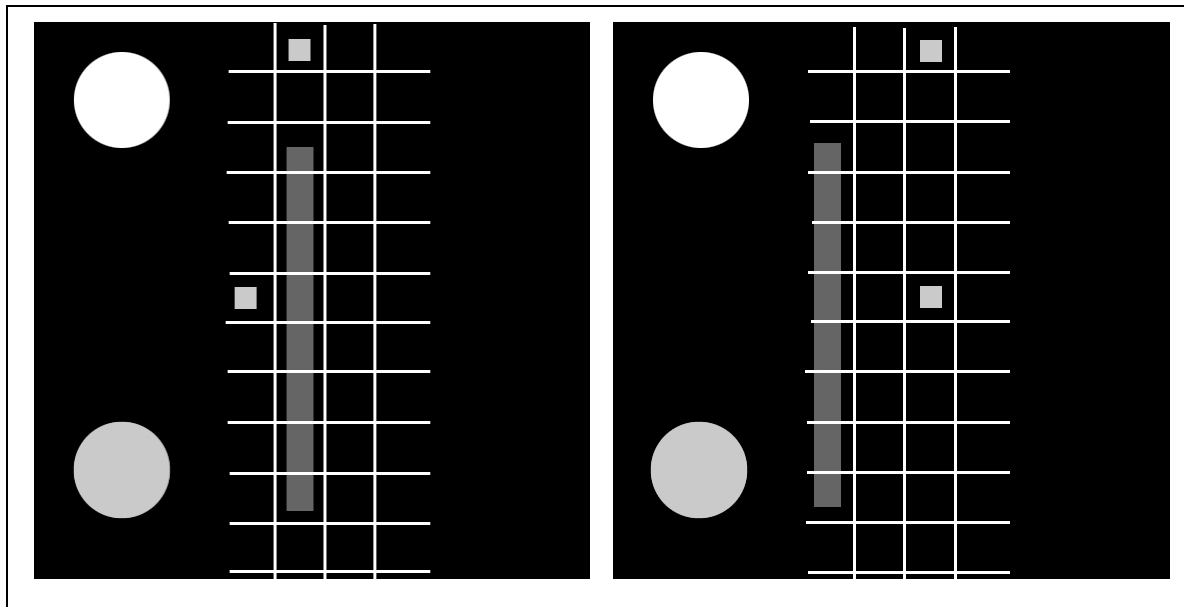
Die linke Seite weist ein kleines Drahtstück auf, dessen hervorragende Spitze mit **D** bezeichnet wird.

An der Ecke zwischen Oberseite, linker und rechter Seite befindet sich eine Metallschraube, die mit **S1** bezeichnet wird. Weitere Metallschrauben finden sich an der rechten Seite (**S3**) und an der Kante zwischen rechter und linker Seite (**S2**).

Dieser Dummy entspricht in der willkürlichen Anordnung seiner Messpunkte etwa den Messparameter-Dummies, wie sie von anderen Autoren beschrieben wurden.

## Formgenauigkeits-Dummy

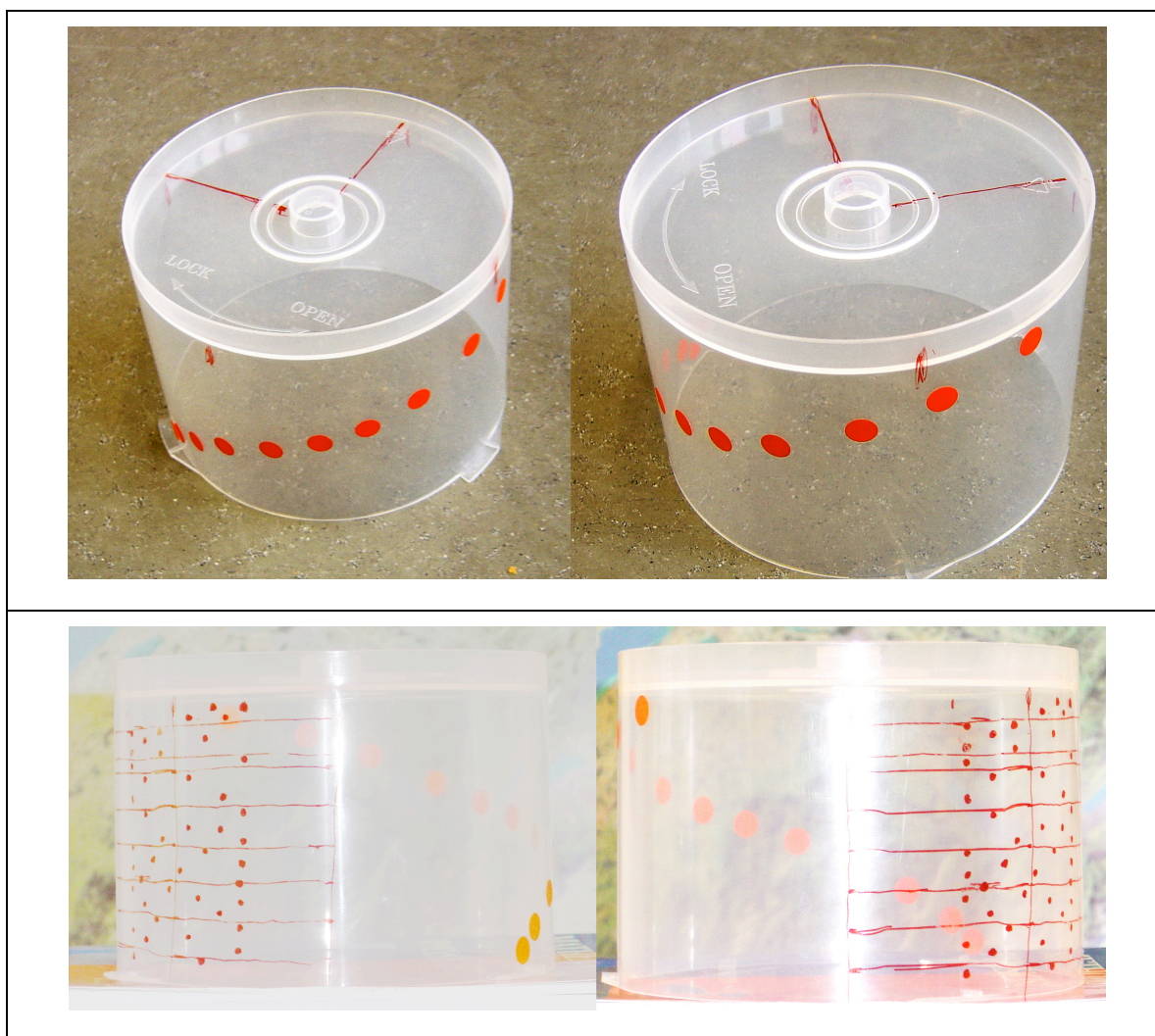
Zunächst wird die Formgenauigkeit der 3D-Modelle mittels artifizieller Daten geprüft (Abbildung 11).



*Abbildung 11: Artificielle Daten zur Untersuchung der Formgenauigkeit von Rückprojektionen auf Basis orthogonaler Bilder.*

[Rest der Seite leer]





*Abbildung 12: Formgenauigkeits-Dummy mit auf Krümmung aufgebrachten Punktmarkierungen. Das 3D-Modell, welche aus orthogonalen Fotos einer Spirale (links) bzw. einer Punktwolke (rechts) rekonstruiert wurde, muss u.a. die Krümmung des Zylinders repräsentieren.*

Um auch am konkreten Objekt zu prüfen, ob die Rückprojektion orthogonaler Bilder per se in der Lage ist, mindestens qualitativ formgenaue 3D-Modelle herzustellen, wird ein einfaches (Abbildung 12 links) und etwas komplizierteres (Abbildung 12 rechts) Formgenauigkeits-Dummy fotografiert und als 3D-Modell rekonstruiert.

Dieses besteht im wesentlichen aus einem Plastikzylinder, auf den Markierungspunkte aufgebracht waren, einmal als aufsteigende Spirale (Abbildung 12 links), einmal als Punktwolke (Abbildung 12 rechts).

Die detaillierte Auswertung dieser Aspekte der Rückprojektionen findet sich ab Seite 158.



## **(1) Radiologische, fotografische, manuelle und dreidimensionaloberflächlich-digitale Datenerfassung**

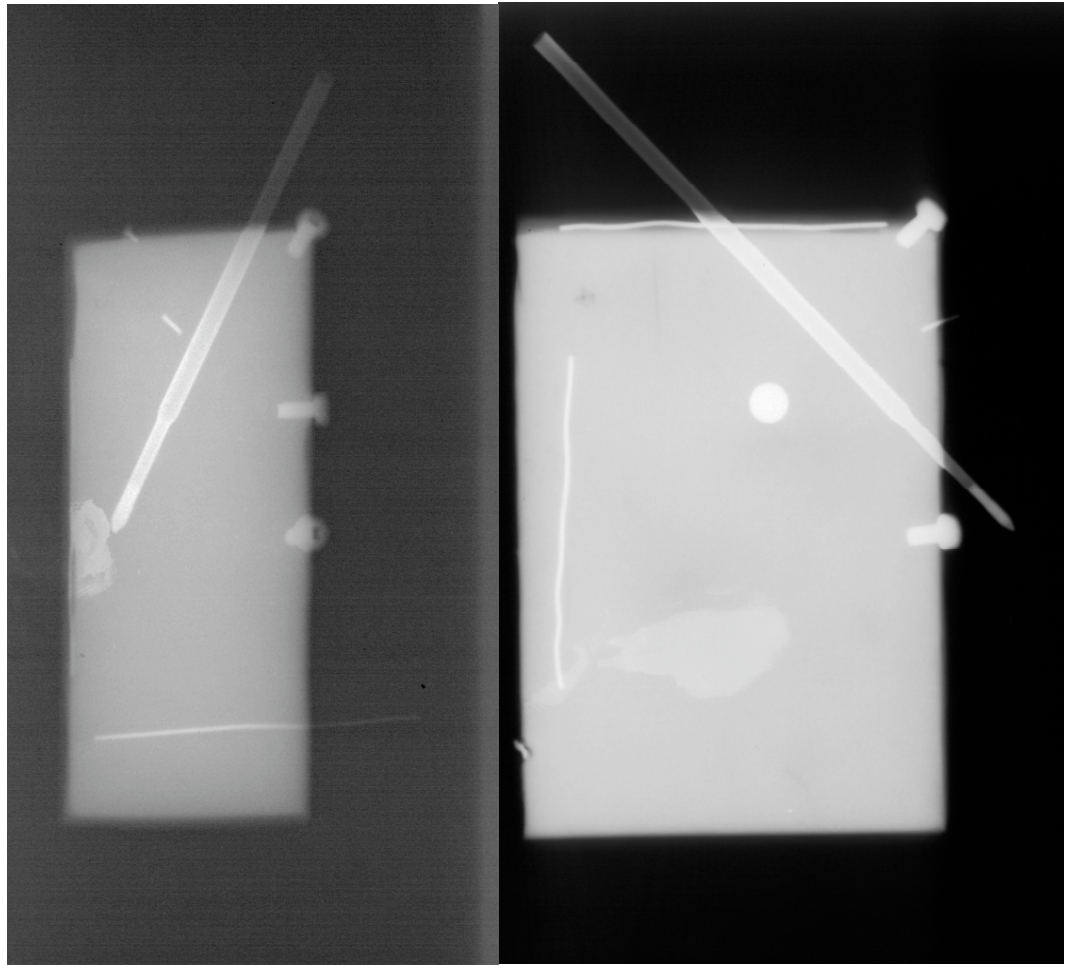
Zur Datenerfassung wurden verschiedene Methoden eingesetzt. Technische Einzelheiten zur Erfassung sind in den nachfolgenden Abschnitten dargelegt.

### **Orthogonale Röntgenbilder des Messgenauigkeits-Dummy**

*Aufnahmetechnik:* Die Röntgenbilder des Dummy werden mit einem konventionellen Röntgengerät Gendex Oralix AC (Service durch Firma Schweizer, Zürich, Tel. 044 431 91 00) mit einer Spannung von 51 kV und einem Röhrenstrom von 300 mA mit einer Belichtungszeit von 0.160s auf Film belichtet. Das Strom-Zeit-Produkt beträgt somit 48 mAs. Die Blendenöffnung misst ca. 10-15 mm im Durchmesser und ist vom Film ca. 120 cm (1200 mm) entfernt; der Brennfleck misst laut Produktespezifikation 1,2 - 2,0 mm.

*Aufnahmewinkel:* Die Röntgenbilder werden orthogonal zueinander stehend aufgenommen.

Anschliessend werden die fertigen Röntgenbilder digitalisiert (siehe hierzu den nachfolgenden Abschnitt ab Seite 41).



*Abbildung 13: Orthogonale Röntgenbilder für die Erstellung von 3D-Modellen durch Rückprojektion*

## Orthogonale Fotos des Messgenauigkeits-Dummy

Zum Vergleich mit 3D-Modellen, die aus Rückprojektion der orthogonalen Röntgenbilder berechnet werden, dokumentieren wir das Messgenauigkeitsdummy mit Fotos auf verschiedene Weise: zum einen werden orthogonale Fotos mittels Rückprojektion rekonstruiert, zum zweiten werden mehrere schräge Nahaufnahmen photogrammetrisch rekonstruiert.

*Aufnahmen für Rückprojektion anhand zweier orthogonaler Aufnahmen:* Aus ca. 3 Metern Distanz wird der Dummy mit einer Kamera des Typs Sony „Cybershot“ orthogonal fotografiert (siehe Abbildung 14). Die den digitalen Bilddaten (EXIF<sup>2</sup>-Header) zu entnehmende Brennweite beträgt 24.2 bzw. 24.9 mm. Der CCD-Chip misst 3.83 mm. Dabei befindet sich das Objekt im Zentrum der fotografischen Aufnahmen (und nicht am Rand).

*Optik:* Bei Fotokameras führen neben der Brennweite auch optische Aberrationen des Linsensystems zu Verzerrungen der Abbildung eines realen Objekts auf die 2-dimensionale Bildfläche, besonders in peripheren Bildflächenanteilen[26]. Aus diesem Grund haben wir bei den Fotos eine zentrale Position des Objekts auf dem Bild bei vergleichsweise grossem Aufnahmeabstand (ca. 3 Meter für Objektgrösse von ca. 5-7 cm) realisiert. Es ist eine höchstens geringgradige Verzerrung der peripheren Bildanteile anzunehmen, die wir vernachlässigen.

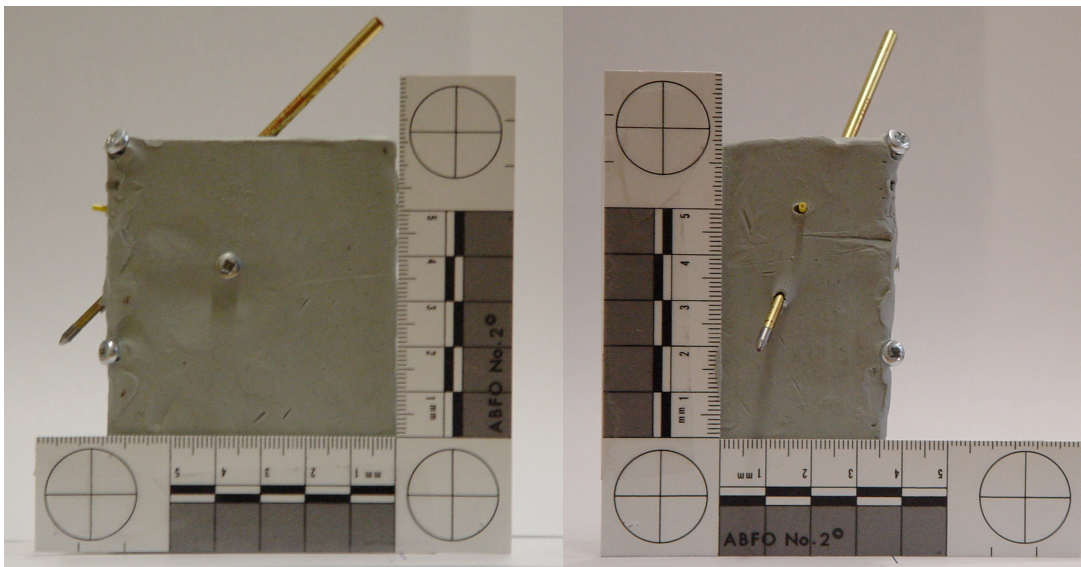


Abbildung 14: Orthogonale Fotos für die Erstellung von 3D-Modellen durch Rückprojektion

---

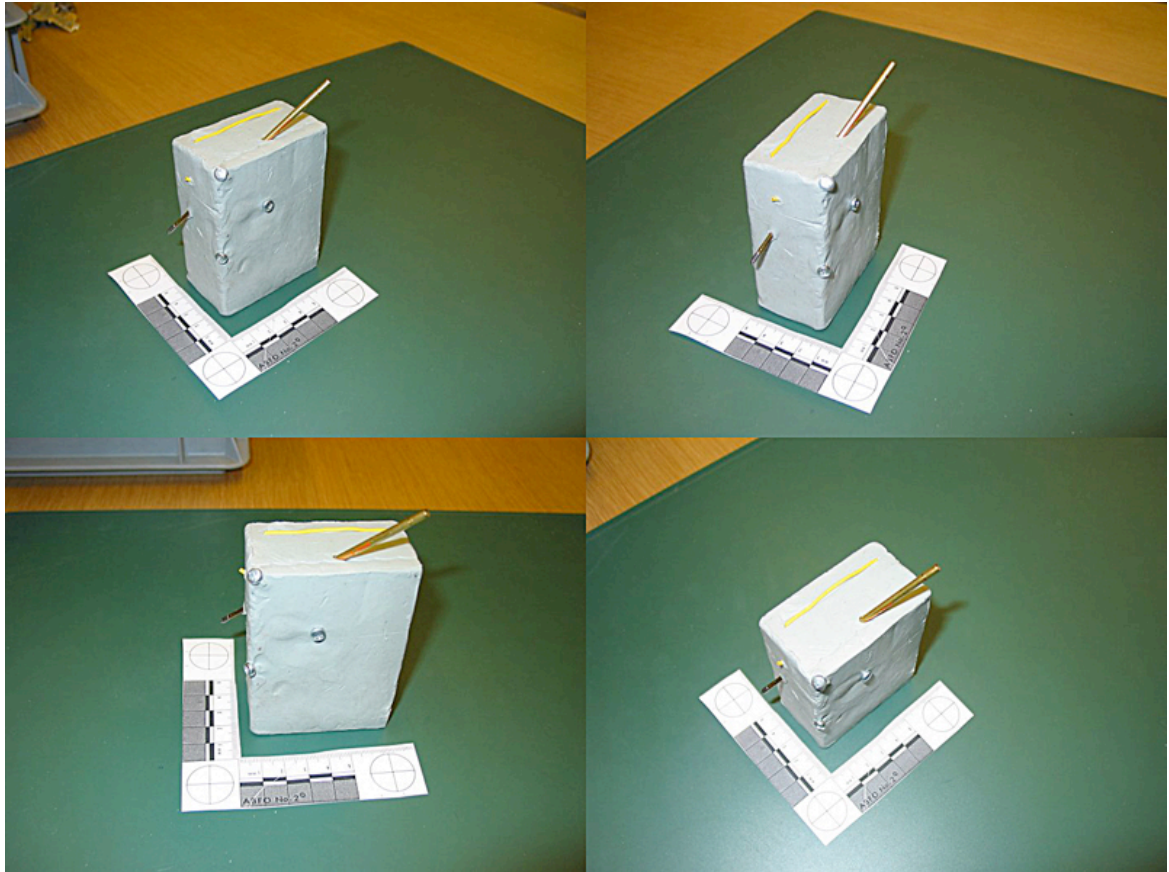
<sup>2</sup> Das Exchangeable Image File (EXIF)-Format erlaubt es, in einer Bilddatei sog. Meta-Information abzulegen, also Information über das digitale Bild. Diese umfasst Brennweite der Kamera, Blende, Belichtungszeit, sowie Uhrzeit und Datum der Aufnahme.

## **Schräge Fotos des Messgenauigkeits-Dummy**

*Aufnahmen für photogrammetrische 3D-Modellberechnungen:* Dazu werden aus einem Abstand von ca. 45-50 cm (konkret wurden für die vier Aufnahmen die Abstände 44cm, 44cm, 48cm und 50cm verwendet) mehrere Aufnahmen aus verschiedenen Winkeln angefertigt (siehe die nachfolgende Abbildung 15). Die digitalen Bilddaten (EXIF-Header) weisen neben dem Aufnahmeabstand eine Brennweite von 7 mm (35mm-Film-Aequivalent: Brennweite von 35mm), eine CCD-Breite von 7.11mm und einen Camera-Typ der Bezeichnung „Canon PowerShot G2“ aus.

*Optik:* Laut Dokumentation von Brüscheiler et al. (2003) [27] können für den Zweck der Photogrammetrie auch nicht-metrische Kameras ohne Probleme verwendet werden, und die Objekte seien weitgehend formatfüllend aufzunehmen. Wir haben diese Angaben teilweise berücksichtigt, waren aber mit der Formatfüllung vorsichtig: Aufgrund der Literatur ist aber anzunehmen, dass nicht alle Abbildungsverzerrungen auf die Brennweite zurückzuführen sind.

Gerade auch bei digitalen Kameras gilt laut Angaben der Literatur die tatsächliche Verzerrung – besonders hin zum Rand der Fotografien – als hoch kompliziert, und mathematisch nur mit grossem Aufwand modellierbar [22,23,28].



*Abbildung 15: Schräge Aufnahmen für die photogrammetrische Rückprojektion zur Erstellung von 3D-Modellen; Aufnahmeabstände: links oben 48 cm, rechts oben 50 cm, links unten 44 cm, rechts unten 44 cm.*



Wir haben diese Verzerrung anhand eines Beispiels mit einer Messplatte bestimmt. Dabei sehen die beiden Aufnahmen aus Nähe zwar ähnlich wie aus der Ferne aus, weisen aber bezüglich der Messgenauigkeit erhebliche Unterschiede auf. Bezüglich einer orthogonalen Projektion sind Abweichungen von bis zu 6mm festzustellen, die umfangreiche Bildbereiche betreffen, und die sich nicht streng auf die Bildperipherie beschränken.

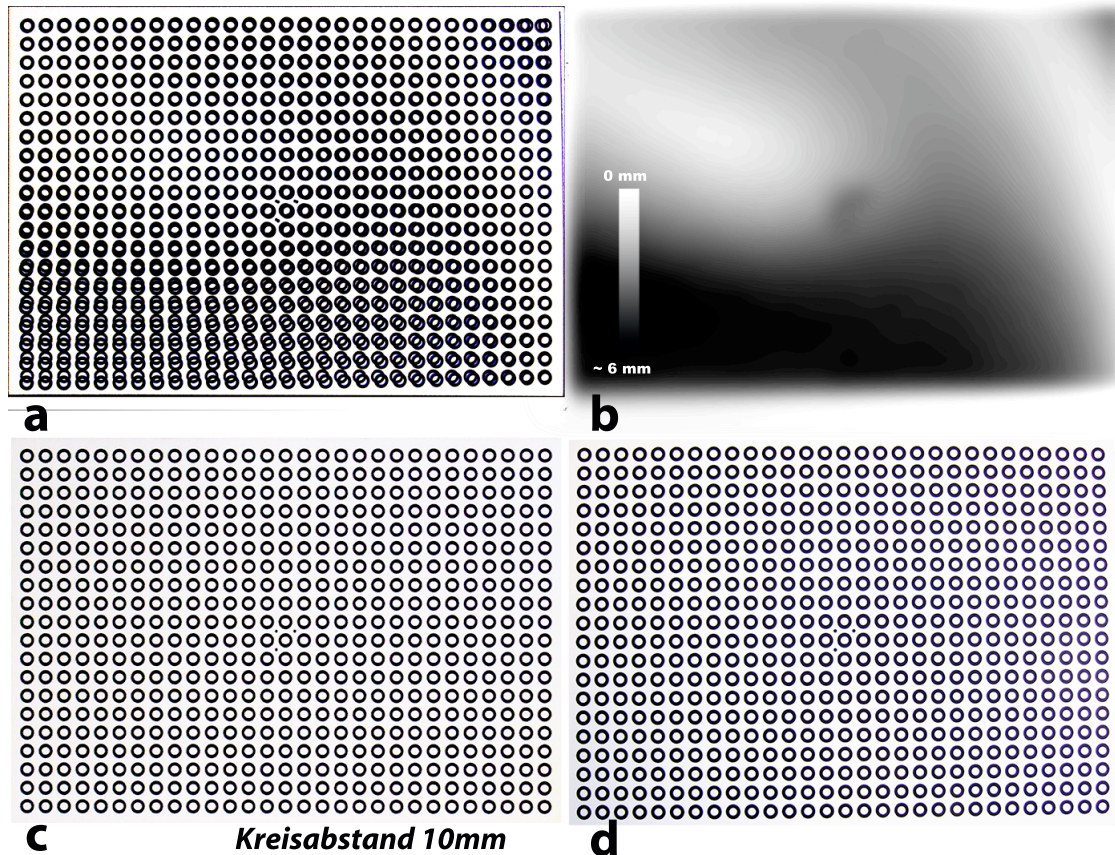


Abbildung 16: Untersuchung der Foto-Ungenauigkeit bei Nahaufnahmen. Die Messplatte wurde fotografiert mit digitalem Zoom und digitaler Kamera aus grossem Abstand von ca. 3 Metern (c) und aus formatfüllender Nähe (d). Der Messkreisabstand beträgt 10mm. Legt man die beiden Fotos an den Ecken (links oben, rechts unten) genau aufeinander, so erkennt man eine maximale Abweichung von bis zu 6mm (a); die Gradientenkarte (b) weist allerdings eine Verteilung des Messfehlers (dunkel!) auf, die sich nicht auf periphere Bildanteile beschränkt.

## Manuelle Ausmessung

Zwei Personen A und B messen beim Dummy zu einem in Bezug auf einen selbstgewählten Nullpunkt mit einem handelsüblichen Büromassstab mit 1/2-mm-Teilung die folgenden Masse von Hand aus und erfassen diese Messdaten tabellarisch:

- 1) Markierungspunkte: drei Masse („x,y,z“)
- 2) Distanzen zwischen Markierungspunkten

Person A war eine im Bereich der Wundmorphologie, 2D- und 3D-Vermessung ungeübte Person. Person B war ein im Bereich der Wundmorphologie ausgebildeter und geübter Sachverständiger.

Person B ist ein im Bereich der Wundmorphologie ausgebildeter und geübter Sachverständiger. Er verwendete zur Auswertung die Software ‚blender‘ (Open Source, Stichting Blender Foundation, Amsterdam, Holland).

## **(2) Digitalisierung von Röntgenbildern für die Bestimmung möglicher Schusswinkel**

Auf dem Rechner können nur *digitalisierte* Bilder weiterverarbeitet werden. Die Digitalisierung ist im Rahmen dieser Arbeit insbesondere bei konventionellen Röntgenbildern wichtig, kann aber auch für Diapositive, Farbfotos oder abgedruckte Röntgenbefunde (siehe z.B. Anwendungsbeispiele ab Seite 183 bzw. Seite 187) von Röntgenbildern praktisch relevant sein. Digitale Fotos - und digitale Röntgenbilder, meist im DICOM-Format -, sind ja stets „bereits in digitaler Form“ vorhanden.

Konventionelle Röntgenbilder sind für die Frage der Digitalisierung ähnlich wie 35-mm-Kleinbildnegativfilm oder Diafilm zu betrachten: es handelt sich um auf transparentem Trägermaterial vorhandene Bildinformation; der Film ist durchsichtig, und man muss das Material von hinten her durchleuchten, um die abgebildete Bildinformation gut erkennbar zu machen.

Typische Methoden zum Digitalisieren von Bildern (siehe Abbildung 17, Seite 42) sind zum einen das Einscannen mit einem Flachbettscanner, zum anderen das Fotografieren des Projektionsbilds bzw. Durchleuchtungsbilds mit einer Digital-Kamera. Das Einscannen von Röntgenbildern mit einem Flachbettscanner funktioniert dann besonders gut, wenn das Röntgenbild von hinten her beleuchtet werden kann. Dazu sind zu Flachbettscannern sogenannte „Durchlichtaufsätze“ (*backlight units*) erhältlich; man kann auch von Hand eine Leuchtstoffröhre nachführen.

Fotografiert man auf *Farbnegativfilm*, so kann man diesen direkt, oder die daraus entwickelten Farbbilder, mittels eines Scanners digitalisieren. Viele Firmen bieten heute auch an, bei der Entwicklung der Farbnegativfilme gleich digitalisierte Versionen der Bilder herzustellen und diese auf Datenträger (z.B. CD-ROM) zu versenden (zum Beispiel Photocolor Kreuzlingen, Schweiz<sup>3</sup>).

---

<sup>3</sup> Autorin und Betreuer dieser Arbeit haben keine wirtschaftlichen oder persönlichen Interessen in dieser Firma.

Wir schlagen für die Anwendung der 3D-Modellerstellung von Fremdkörperlokalisationen oder der Visualisierung möglicher Schusswinkel, z.B. zwischen Einschuss und Ausschuss, eine der in der nachfolgenden Abbildung 17 dargestellten Varianten vor. Im weiteren Text finden Sie Erläuterungen zu Grundlagen, beispielhaften Scanergebnissen und zur praktischen Handhabung (ab Seite 52)).

Ein wichtiges praktisches Problem ist ein ev. schwacher Kontrast in Röntgenbildern von beschossenen Körperteilen, besonders wenn kleine Partikel vorliegen, die gerade zur Bezeichnung einer möglichen Schussrichtung wichtig sein können. Auch gute Scanverfahren haben mit kleinen, schwachkontrastigen Befunden ev. Probleme. Es ist aber wichtig, alle *wesentlichen* Bildelemente zu digitalisieren. Daher kann das *manuelle Durchpausen* (Abbildung 17 E) sehr rasch erstaunlich gute Ergebnisse erzielen, da der Untersucher mittels einer Folie auf etwa ½ mm genau die wichtigen Strukturen markieren sind. Die Resultate sind aus der Methode heraus weitgehend unverzerrt.

Gleichzeitig ist zu berücksichtigen, dass die Digitalisierung nicht beliebig hohe Auflösungen zum Ziel haben kann. Nur bei hoch aufgelösten Ausgangs-Bilddaten macht ein entsprechend grosses Datenvolumen mit entsprechend hoher 3D-Auflösung Sinn, aber ein solches zu berechnen braucht, je nach verwendetem Rechnertyp, mitunter recht viel Zeit. Zum Zusammenhang zwischen der Grösse des berechneten Volumens und der benötigten Zeit und erzielten Qualität des daraus rekonstruierten, virtuellen 3D-Objekts folgt weiter unten ein Abschnitt in dieser Arbeit (siehe Seite 137).

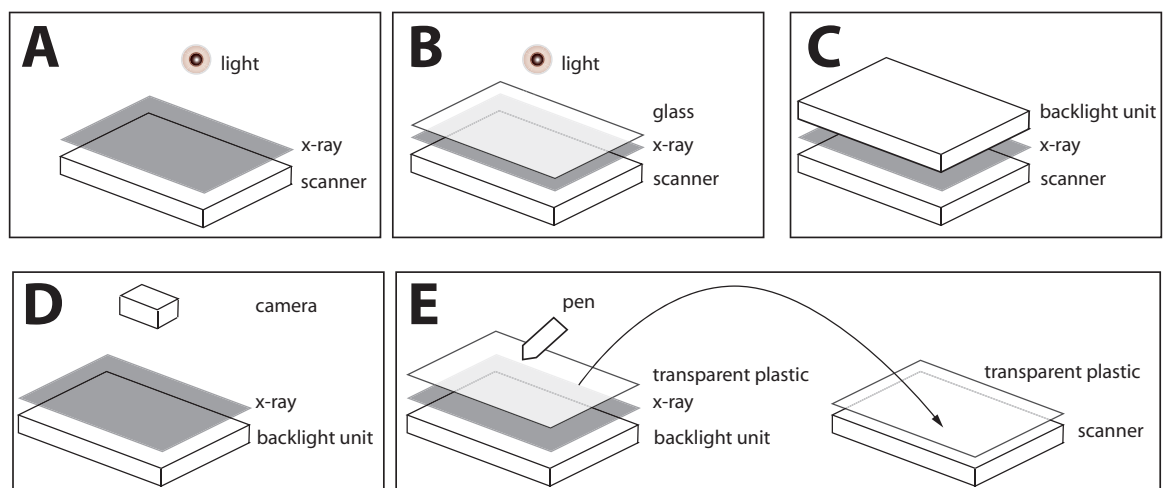


Abbildung 17: Verschiedene Digitalisierungsmethoden für konventionelle Röntgenbilder; A: Einscannen mit einem Flachbettscanner und Durchleuchtung mit einer Lampe; B: Abdecken mit einer das Licht streuenden Abdeckung (Milchglas, Glas, durchsichtiges Plastik) und Einscannen mit einem Flachbettscanner und Durchleuchtung mit einer Lampe; C: Einscannen mit einem



*Flachbettscanner der über eine Durchleuchtungseinheit ('backlight') verfügt; D: Digitales Fotografieren des Röntgenbilds, das vor einem Leuchtschirm hängt; E: Manuelles Abpausen der wichtigen Befunde auf ein durchsichtiges Plastik, anschliessend Einscannen des abgezeichneten Befundes mit einem Flachbettscanner.*

## Technik verschiedener Digitalisierungsmethoden

### A. Flachbettscanner, Lampe.

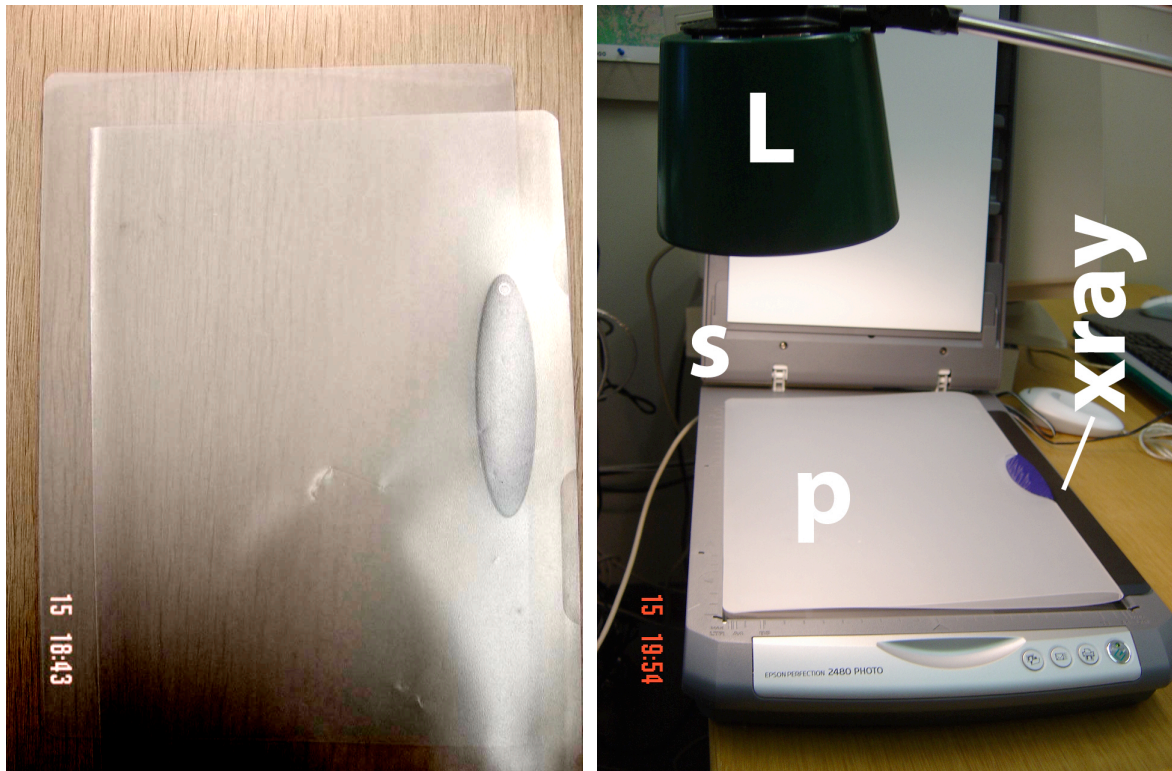
Verwendet man einen handelsüblichen Flachbettscanner (Abbildung 18: s), so legt man das Röntgenbild (Abbildung 18: xray) auf den Scanner. Zusätzlich kann man mit einer Lichtquelle - z.B. einer Bürolampe (Abbildung 18: L) - das Röntgenbild (Abbildung 18: xray) von oben, dh. von hinten her, durchleuchten. Abbildung 18 illustriert diese Lösung. Ein Problem ist, dass die verwendete Lampe sich zT. recht umschrieben auf dem Röntgenfilm abbildet, und diesen nicht gleichmässig diffus ausleuchtet.



*Abbildung 18: Einscannen eines konventionellen Röntgenbilds ('xray') mit einem Flachbettscanner ('s') und einer Lampe ('L').*

### B1. Flachbettscanner, fixe Lampe und Lichtstreuung

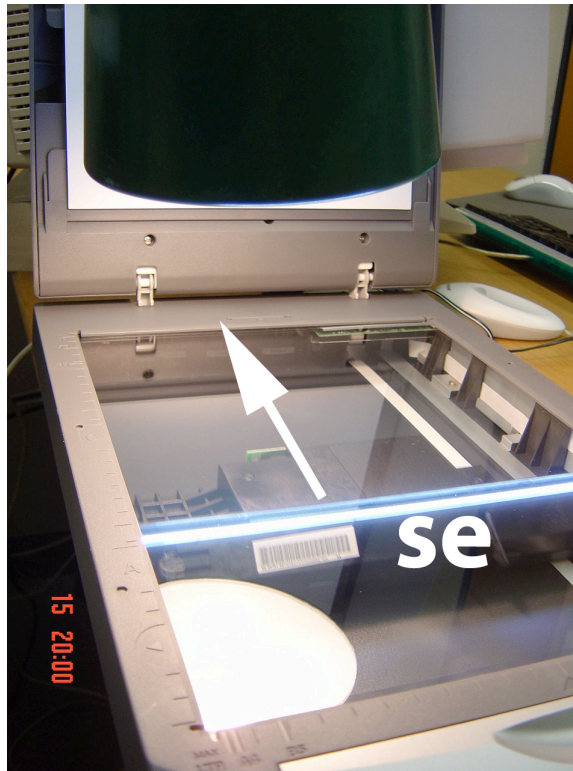
Das Ergebnis mit einem Flachbettscanner lässt sich verbessern, wenn man zusätzlich versucht, das Licht (Abbildung 19: L) zum Beispiel durch Milchglas (wie es in Kühlschränken in Form herausnehmbarer Böden eingebaut ist) oder durch milchig-durchsichtigen hellen Plastik (wie bei Plastikmappen in Papeterien) (Abbildung 19: Ansicht so einer Mappe links im Bild; rechts: p) zu streuen. Das Problem ist beim Beleuchten eines konventionellen Röntgenbilds während eines solchen Scanvorgangs, dass eine stationäre Lichtquelle das Röntgenbild nicht gleichmässig ausleuchtet.



*Abbildung 19: Einscannen eines konventionellen Röntgenbilds ('xray') mit einem Flachbettscanner ('s') und einer Lampe ('L'), wobei zwischen Lampe und Röntgenbild zur Streuung des Lichts Milchglas, Glas, oder (wie hier) eine weiss-durchsichtige Plastikmappe ('p') verwendet werden kann.*

## *B2. Flachbettscanner, bewegte Lampe und Lichtstreuung*

Betrachten wir, wie bei einem Flachbett-Scan die einzuscannende Vorlage vom Scanner selbst ausgeleuchtet wird, so stellen wir fest, dass eine Scaneinheit mit Neonröhre (Abbildung 20: ,se') sich während ca. 4 bis 30 Sekunden (je nach Apparat und Einstellung), zumeist in konstanter Geschwindigkeit unter dem Original durchbewegt.



*Abbildung 20: Scaneinheit ('se') mit Angabe der Bewegung (siehe den Pfeil), die diese beim Scannen ausführt. Würde man nun, rein theoretisch, ein konventionelles Röntgenbild beim Scannen von hinten her beleuchten, so könnte man prinzipiell die Lampe mit der Scan-Einheit mitbewegen.*

Für das Scannen von Transparenten gibt es Flachbettscanner mit Durchlichtaufsatz - dies ist aber nichts anderes als ein besonderer Scannerdeckel, der als Leuchtmittel eine weitere Neonröhre enthält, die sich mit der Scaneinheit gleichzeitig mitbewegt. Das kann man nun auch kostengünstig *von Hand machen*: man kann eine Lampe (Abbildung 21: Bezeichnung "L", in Beispiel links wurde eine punktförmige Lichtquelle in Form einer mit Glühbirne ausgestatteter *Schreibtischlampe* verwendet) während dem Scanvorgang mit der Scaneinheit (Abbildung 21: se) in Scanrichtung (Abbildung 21: Pfeile) mitbewegen. Statt punktförmiger Lichtquellen kann auch eine *Leuchtstoffröhre* (Abbildung 21: Beispiel rechts im Bild) verwendet werden, wobei allerdings eventuell deren Flackern in Betracht zu ziehen ist. Gerade bei hohen Scanauflösungen ist die Scangeschwindigkeit *derart langsam*, und gleichzeitig leuchtet eine normale Schreibtischlampe einen *derart breiten Bereich* aus, dass die technische Durchführung dieser Beleuchtung *aus praktischer Sicht* weitgehend unproblematisch ist. Man darf nicht vergessen, dass der Mensch - bei aller Technisierung von Arbeitsschritten - von allen Primaten zu manueller Präzisionsarbeit *besonders* befähigt ist[29].



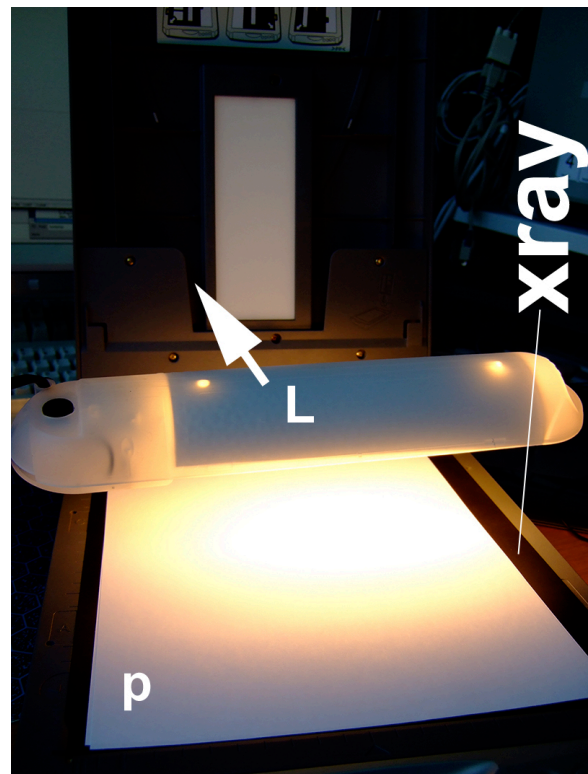
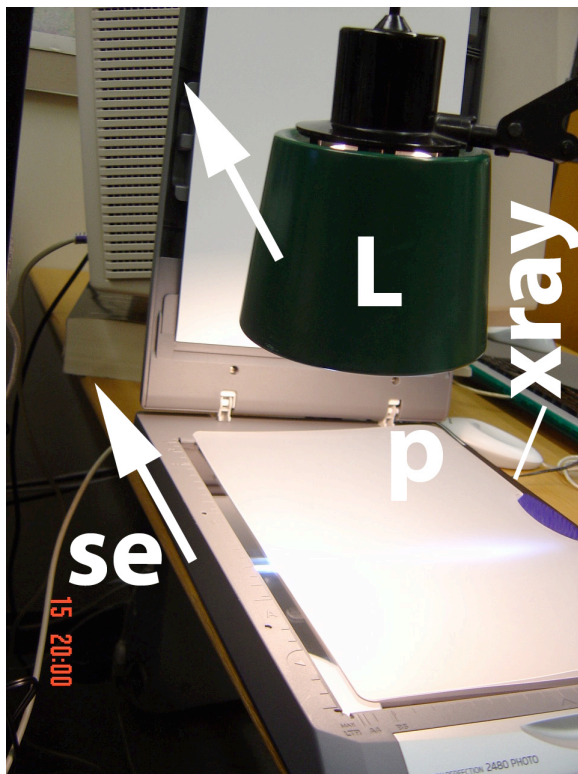


Abbildung 21: Scaneinheit ('se') mit Angabe der Bewegung (Pfeil neben 'se'), die diese beim Scannen ausführt. Möchte man ein konventionelles Röntgenbild ('xray') beim Scannen von hinten her beleuchten, so kann man die Lampe (links: 'L' mit einer normalen Bürolampe, rechts 'L' als Leuchtstoffröhre) in Richtung der Scan-Einheit mitbewegen (Pfeil neben 'L').

### C. Flachbettscanner mit Durchlichtaufsatz

Flachbettscanner kann man, je nach Modell, mit einem Durchlichtaufsatz kaufen oder nachrüsten. Dadurch wird der Scannvorgang durch eine Neonröhre ergänzt, die stets ganz genau gegenüber der Scaneinheit positioniert ist und die mit der Scaneinheit mitfährt, und die gegenüber der manuellen Nachführung den Vorteil aufweist, dass man ‚nur auf den Knopf zu drücken braucht‘.

Andererseits tendiert der Kaufpreis eines solchen Gerätes höher zu sein. Man soll beim Gerätekauf auch darauf achten, dass der Durchlichtaufsatz gross genug ist und nicht nur einen kleinen Streifen für 35mm-Negativfilme oder Dias ausleuchtet.

### D. Digitale Kamera

Fotografiert man ein Röntgenbild am Leuchtschirm mit einer *Digitalkamera*, so erhält man sofort und ohne weitere Bearbeitung digitales Bildmaterial, welches nur noch auf den Computer übertragen werden muss. Allerdings muss man darauf achten, dass die Digitalkamera eine genügende Auflösung in Richtung der Signal- bzw. Pixelwerte hat, also auch schwache Graustufen genügend gut differenziert, und dass die Kameraeinstellung eine genügende Bildauflösung aufweist.

Allerdings besteht das Problem, dass Linsen-Aberrationen die Aufnahme verzerren (vgl. auch Abschnitt auf Seite 38), so dass man sich mit dieser Art der Digitalisierung eventuell Ungenauigkeiten einhandelt, besonders wenn das Röntgenbild bildfüllend fotografiert wird. Diese Verzerrungen mögen fürs Betrachten eines Röntgenbilds bedeutungslos sein – stellen aber bei der Rückprojektion eine vermeidbare und möglicherweise erhebliche Fehlerursache dar. Falls so digitalisiert wird, dann ist am ehesten ein maximal möglicher Aufnahmeabstand zu empfehlen, der dann allerdings die erzielte Auflösung massgeblich reduzieren kann.

#### *E. Manuelles Nachzeichnen*

Eine kostengünstige, schnelle und effiziente Methode zur Digitalisierung eines Röntgenbefundes besteht darin, die *wesentlichen Strukturen* als Umrisse von Hand auf eine Folie nachzuzeichnen, diese Zeichnung mittels Fotografie, Durchzeichnen am Computerbildschirm mittels Zeichenprogramm, oder Scanner zu digitalisieren und damit weiterzuarbeiten.

Ein wesentlicher *Vorteil* besteht dann darin, dass gerade kontrastschwache, kleine Partikel und andere wesentliche Bildinformation sehr rasch übertragen werden kann. Die so sehr sensitive Befunderfassung ist bei der automatischen Digitalisierung nur mit sehr viel höherem Aufwand möglich. Ausserdem ist das Ergebnis – im Gegensatz zur digitalen Fotografie mit einer gewöhnlichen Amateur-Kamera – nicht von Verzerrungen behaftet, die von der Optik herrühren.

Man kann z.B. den von Hand auf eine Folie übertragenen Röntgenbefund einscannen - oder man kann diese Folie vor den Computerbildschirm hängen und mit einem Grafikprogramm nachzeichnen, oder man kann sie digital fotografieren.

### *G. Professioneller Scan-Service*

Für das Digitalisieren von grossen Röntgenfilmen gibt es neben Flachbettscannern auch sog. Trommelscanner, deren Anschaffung sich unter Umständen für ein einzelnes Projekt oder für die gelegentliche Anwendung überhaupt nicht lohnt.

Wir haben einige Firmen in der Schweiz recherchiert, deren Mitarbeiter bei der telefonischen Anfrage telefonisch versichern, Röntgenbilder sachgerecht einscannen zu können (nachfolgende Tabelle 4). Diverse Firmen und Ateliers für Druckvorstufen sind für das Scannen von Röntgenbildern ausgerüstet. Obschon bei genauerer Nachfrage durchwegs eingeräumt werden musste, dass keine der genannten Firmen je solches Bildmaterial digitalisiert habe, scheinen Möglichkeiten zum Herstellen solcher digitaler Dateien anhand konkreter Röntgenfilme zu bestehen. Je nach Format der Objekte, sei es A4 oder A3, ergäben sich technische Probleme, welche jedoch zu beheben seien, wie weiter mitgeteilt wurde.

[Rest der Seite leer]

n c ag In der Luberzen 25 8902 Urdorf Tel. 01 / 735 38 38 Fax 01 / 735 38 18 <a href="http://www.ncag.ch">http://www.ncag.ch</a>
Rito AG Rautistrasse 77 8048 Zürich Tel. 01 / 496 10 40 Fax 01 / 493 30 39 <a href="http://www.ritoag.ch">http://www.ritoag.ch</a>
lettrafot Atelier für Druckvorstufe Schneider + Wiedmann Kanzleistrasse 126 8004 Zürich Tel. 01 / 242 17 75 Fax 01 242 54 12 <a href="http://www.lettrafot.ch">http://www.lettrafot.ch</a>
ADAG Copy AG Universitätsstrasse 25 8006 Zürich Tel. 01 / 261 35 54 Fax 01 / 261 07 40 <a href="http://www.adagcopy.ch">http://www.adagcopy.ch</a>

*Tabelle 4: Firmen im näheren Gebiet der Universität Zürich, die konventionelle Röntgenfilme nach eigener telefonischer Angabe digitalisieren können<sup>4</sup>.*

#### *H. Digitale Daten direkt verarbeiten.*

Es ist auch denkbar, dass *digitale* Röntgenbilder in Bezug auf Schuss-Winkel oder Markierungspunkt-Lokalisationen rekonstruiert werden sollen. Neuerdings werden in manchen Spitälern oder Röntgeninstituten Röntgenbilder in digitalen Röntgenanlagen direkt digital abgespeichert, bevor sie auf Film ‚ausgedruckt‘ werden. Auf solchen Röntgenanlagen können Röntgenbilder unter Umständen in verschiedenen Datenformaten direkt digital übermittelt oder z.B. auf einen Datenträger abgespeichert werden.

---

<sup>4</sup> Autorin und Betreuer dieser Arbeit haben keine wirtschaftlichen oder persönlichen Interessen in diesen Firmen.



Ohne weiteres digital auswertbar sind CT-Scans; dabei ist das Wiedereinscannen von Schichtbildern als Notlösung schon möglich, aber die digitale Auswertung der wirklich angefertigten Scandaten ist vorzuziehen.

[Rest der Seite leer]

## Illustration und Handhabung verschiedener Digitalisierungsmethoden

Zum illustrativen Vergleich der verschiedenen Digitalisierungsmethoden wird ein Röntgenbild eines Schädels mit darin verteilten, teils knöchernen, teils metallischen Fremdkörpern mit *verschiedenen Methoden digital erfasst*.

Jede der verschiedenen Methoden wurde bereits im letzten Abschnitt (Seite 41) willkürlich mit Buchstaben bezeichnet (siehe die Abschnittsüberschriften).

Die resultierenden Digitalbilder werden als Übersicht und zusätzlich mit einer Vergrößerung bzw. Detailansicht dargestellt (siehe Abbildung 22).

Die Detailansicht wurde in einem Bereich gewählt, in dem kleine metallische Fremdkörper oder Knochensplitter auf dem Röntgenbild als helle Punkte abgebildet sind. Zur besseren gegenseitigen Zuordnung wurden diese teilweise mit den willkürlich gewählten Nummern 1-7 beschriftet.

Als *technischer Standard der Datenerfassung* ist aus technischer Sicht der Durchlicht-Scan mit einem Scanner mit Durchlichtaufsatz anzusehen (C).

Zusätzlich wurde für einige Bilder in Bezug auf die Ausleuchtung eine Differenz-Berechnung zum technischen Standard (C, Durchlicht-Scanner) durchgeführt, um so einfach erkennen zu können, wo ein wesentlicher Unterschied zum technischen Standard vorliegen könnte. Ein solches Differenz-Bild weist dort dunkle Bildpunkte auf, wo grössere Abweichungen zum technischen Standard vorliegen, und das Differenz-Bild ist dort hell, wo diese Abweichungen klein sind oder fehlen.

Der Gold-Standard (C) wird in Detailtreue und Genauigkeit in Bezug auf die konkrete rechtsmedizinische Fragestellung überraschenderweise von der Handpausmethode (E) übertroffen. Vom technischen Gold-Standard (C) weicht die sehr viel billigere und raschere Methode des digitalen Fotografierens (D) nur wenig ab (siehe Diff. C-D), die allerdings erhebliche Koordinatenungenauigkeiten enthalten kann (siehe Abschnitt ab Seite 38); erstaunlich wenig Abweichung weist auch das Einscannen mit einem konventionellen Flachbettscanner mit gleichzeitigem Mitbewegen einer flachen Lampe und Abdecken mit einer Streulichtplatte (hier: weisse Plastikmappe) auf (siehe Diff. C-B2).

[Rest dieser Seite frei]

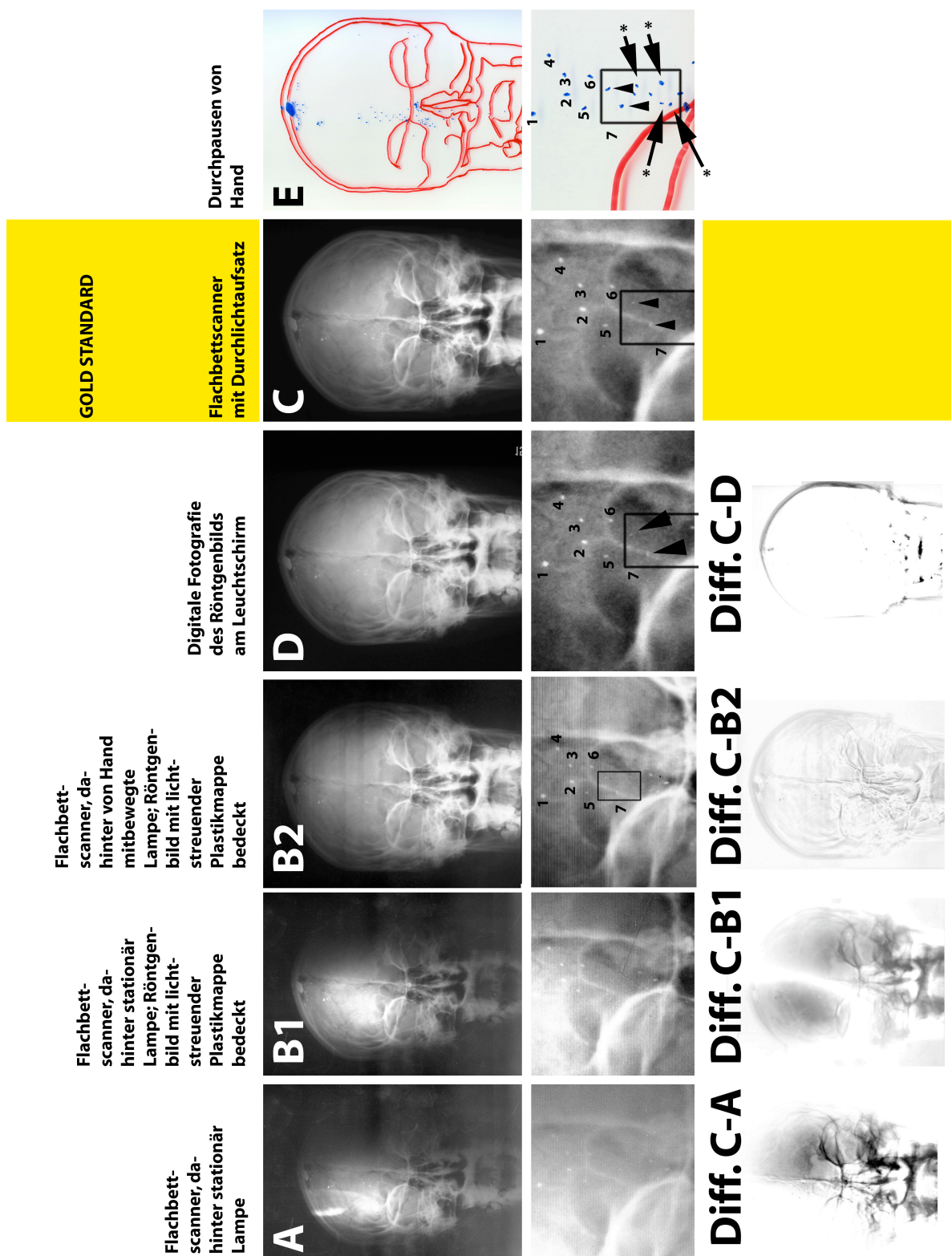


Abbildung 22: Vergleich verschiedener Digitalisierungsmethoden zum Zweck der Fremdkörperlokalisation und deren rechtsmedizinischer Beurteilung bezüglich Schussverlauf.

Im Folgenden werden die Ergebnisse der verschiedenen Digitalisierungsmethoden qualitativ beschrieben (siehe die vorausgegangene Abbildung 22 auf Seite 53):

*A. Flachbettscanner, Lampe fix hinter Röntgenbild gehalten.*

Die *Handhabung* ist einfach: das Bild wird auf den Scanner gelegt, die Lampe wird angeschaltet, die Scansoftware erfasst die Daten.

*Ergebnisqualität:* Durch diesen Scanprozess entsteht ein digitales Bild, das an der Stelle über der rechten Augenhöhle im abgebildeten Röntgenbild, wo die punktförmigen Lichtquelle fix hinter das Röntgenbild gehalten wird, gut beleuchtet und kontrastreich ist. Dort ist auch die Differenz zum technischen Standard (Bild C, Durchlichtscanner) minimal. Peripher weist das Bild eher einen schwachen Kontrast auf, es ist am Rand teilweise unterbelichtet; an allen diesen Bereichen ist die Differenz zum technischen Standard (Bild C) dementsprechend deutlich ausgeprägt. Einzelne der Fremdkörper oder Knochensplitter sind in der Detaildarstellung erkennbar, aber nicht alle.

*B1. Flachbettscanner, Lampe fix hinter Röntgenbild, Lichtstreuung durch Plastikfolie.*

Die *Handhabung* ist einfach: das Bild wird auf den Scanner gelegt, zur Lichtstreuung wird das Bild abgedeckt. Dann wird die Lampe angeschaltet und die Scansoftware erfasst die Daten.

*Ergebnisqualität:* Die Verwendung einer Plastikfolie zur Streuung des Lichts resultiert besonders in den unterbelichteten Bereichen in einem - gegenüber dem ohne Lichtstreuung beleuchteten Röntgenbild (Bild A) - eindeutig besseren Kontrast in Bezug auf die kleinen Fremdkörper oder Knochensplitter im Vergleich zum Scanergebnis der Technik A (siehe oben). Auch das Differenzbild zum technischen Standard (C) zeigt nun eine verminderte Differenz, die sich als Folge der Lichtdiffusion über das ganze Bild verteilt.

*B2. Flachbettscanner, von Hand wurde eine Bürolampe entlang mit der Scan-Lampe hinter dem Röntgenbild mitbewegt, zur Lichtstreuung wurde zwischen Röntgenbild und Bürolampe eine weiss-durchsichtige, trübe Plastikfolie gelegt.*

*Handhabung und Qualitätsverbesserung:* Bei diesem Scanvorgang (siehe Abbildung 22/B2, und auch Abbildung 17/B (Seite 42) und Abbildung 21 (Seite 47) mit den technischen Hinweisen) wird eine *Bürolampe mit Leuchtstoffröhre* (Fabrikat Osram, Modell "Dulux 9") von Hand der Bewegung der Scaneinheit nachgeführt. - Diese Leuchtstoffröhre flimmert mit einer bestimmten Flimmerfrequenz. Dieser Wert liegt bei den meisten Leuchtstoffröhren zwischen 50 Hz (ohne Vorschalt elektronik) bis 40 kHz (mit Vorschalt elektronik [30]); beim konkreten Modell beträgt die Flimmerfrequenz 100 Hz [31]. Dieses Flimmern ist

insofern von Bedeutung, als es sich in einem Streifenmuster des Scanbildes (wie in Abbildung 23 detailliert dargestellt) äussert.

Zur Reduktion der Flimmerartefakte wurde das Bild nach dem Prinzip des sogenannten ‚mehrfachen Scans‘ (*multipass scan, multiple pass scan*) dreimal erfasst (3-pass scan) und das Ergebnis gemittelt. Man reduziert damit Rauschen, aber auch andere, zufallsbedingte, eher hochfrequente Signalwertschwankungen wie den Einfluss eines Leuchtröhrenflimmerns. Bereits bei dreifacher Wiederholung des Scanvorgangs mit Kombination der Ergebnisbilder erhöht sich der Signal-zu-Rausch-Wert (SNR, *signal-to-noise-ratio*) des einzelnen Scans von ca. 5.2 bis 5.8 auf ca. 8.5 bis 8.8 (weitere Angaben zu Berechnung und Interpretation des SNR siehe Seite 132).

Zur *Handhabung* ist hier anzufügen, dass zur qualitativ guten Erfassung von Röntgenbildern mit einem herkömmlichen Flachbettscanner und zeitgleicher, manueller Nachführung einer Leuchtstoffröhre und zusätzlichem Mehrfachscan (*multipass*) ein gewisses Ausmass an Begeisterung und Zuwendung zum technischen Gerät notwendig ist, die nicht so ohne weiteres zu leisten ist. Man kann damit aber mit preisleistungsfähiger Hardware (Flachbettscanner haben verglichen mit Digitalkameras bei sehr viel günstigerem Preis die sehr viel bessere Auflösung) bezüglich Scan-Ergebnis eine gute Qualität herausholen.

[Rest der Seite leer]

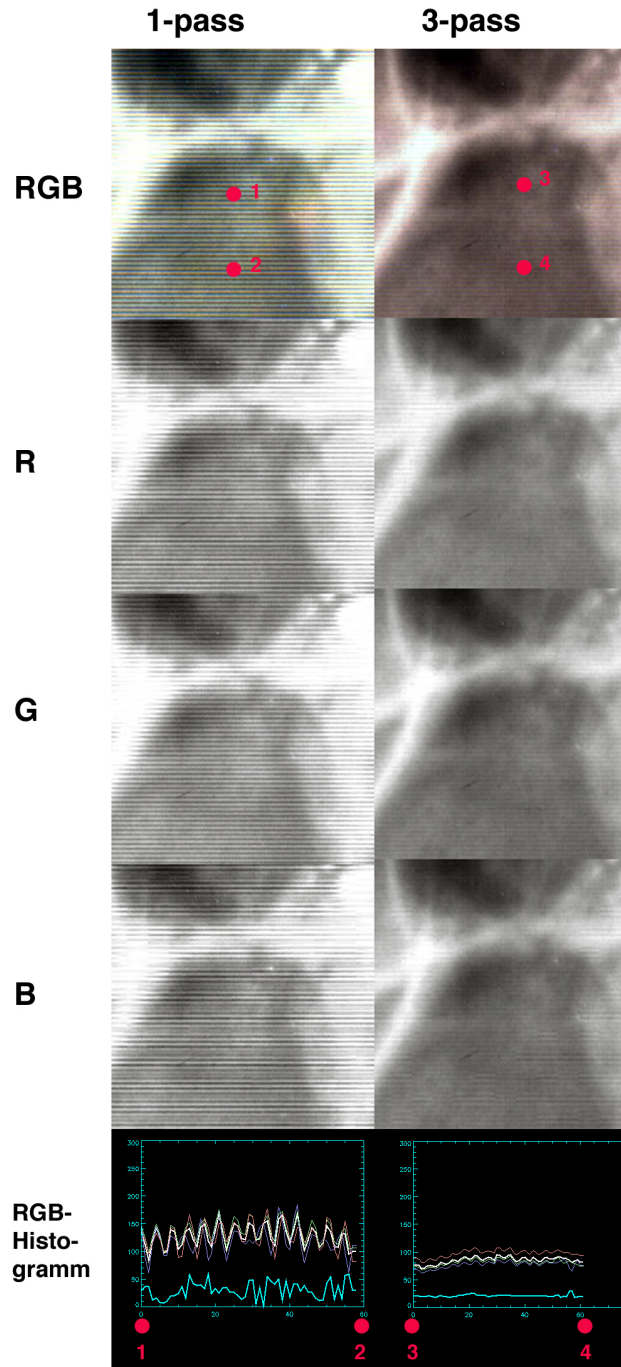


Abbildung 23: Vergleich eines 1-pass-Scans (linke Spalte) mit einem 3-pass-Scan (rechte Spalte): mit nur einem Scandurchgang besteht ein deutlich erkennbares Streifenmuster im Scanergebnis, das sich im Histogramm (siehe das Diagramm unten mit den Signalwerten zwischen den angegebenen roten Punkten 1 und 2 bzw. 3 und 4) gut erkennen und auch quantifizieren lässt, währenddem die Bildqualität nach einem dreifachen Scandurchgang erkennbar und messbar besser ist (SNR 1-pass ca. 5.2 - 5.8, SNR 3-pass ca. 8.5-8.8; Details zur SNR siehe Seite 132). Das Bild wurde jeweils oben als Farbbild (RGB), und darunter nach Farbkanal getrennt (R,G,B) dargestellt.

Die Qualität des Scanergebnisses hängt von der Handhabung des Scanvorgangs ab; sie ist bei technisch richtiger Durchführung recht gut. Die mit 1-6 (siehe Detailausschnitt in Abbildung 22 B2) bezeichneten röntgendichten Partikel werden

gut erkennbar abgebildet; die im rechteckig bezeichneten und mit 7 nummerierten Bereich vorhandenen Partikel werden aber mit dieser Methode nicht oder nur ungenügend erfasst (vergleiche mit Abbildung 22 C).

#### *D. Röntgenbild vom Leuchtschirm abfotografiert (Kamera 5 Megapixel).*

Die *Handhabung* einer Digitalkamera ist im Vergleich zur Handhabung von Flachbettscannern einfach, und das Ergebnis liegt meist rasch vor, wenn die Bilder problemlos auf den Rechner übertragen werden können. Im Unterschied zu Flachbettscannern - mit oder ohne Durchlichtaufsatz - besteht keine Wartezeit für das Aufwärmen der Lampe, und es besteht keine Wartezeit für den Digitalisiervorgang per se. Man benötigt zusätzlich einen genügend grossen und leuchtstarken Leuchtschirm. Besonders auch bei grossen Röntgenbildern lassen sich sofort Digitalisierungen herstellen.

Das *Digitalisierungsergebnis* (Abbildung 22 D) ist, im Vergleich mit dem Durchlicht-Scan (Abbildung 22 C), bezüglich der Detailgenauigkeit sehr gut: auch kleine Einzelheiten (siehe die mit 1-6 nummerierten einzelnen Partikel und den rechteckig markierten und mit 7 nummerierten Ausschnitt) sind gut erkennbar. Hingegen ist die abstandsabhängige Verzerrung ein für 3D-Rekonstruktionen wesentlicher Faktor (siehe auch Abschnitt ab Seite 38).

#### *C. Röntgenbild mit Flachbettscanner und Durchlichtaufsatz (A4) eingescannt.*

*Handhabung:* Durchlichtscanner sind in der Handhabung analog problemlos wie normale Flachbettscanner. Bei grossen Röntgenbildern müssen eventuell mehrfache Scans angefertigt und die digitalen Bilder dann zusammengesetzt werden.

*Qualität des Scanergebnisses:* Dieses Ergebnis (Abbildung 22 D) gilt - aufgrund der ausgezeichneten Scantechnologie und des gut aufgelösten, gut ausgeleuchteten Ergebnisses - als unser „Gold-Standard“ für Röntgenbild-Digitalisierung. Verzerrungen der 2D-Geometrie sind bei dieser Digitalisierung keine anzunehmen.

#### *E. Manuelle Nachzeichnung von Konturen und Fremdkörpern.*

*Qualität des Digitalisierungsergebnisses:* Obschon in Abbildung 22 E das Fehlen von anatomischen „Details“ in der Übersicht offensichtlich und klar erkennbar zu sein scheint, kann eine *manuelle Nachzeichnung* in der Lage sein, Probleme durch besonders schwachen Bildkontrast einzelner Fremdkörper oder Knochensplitter bei begrenzter Auflösung eines Scanners oder einer Digitalkamera elegant, kostengünstig und rasch zu umgehen. Im Vergleich zum technischen Standard (Abbildung 22 C) sind bei genauer Analyse der Detailauflösung der Handabpausung (Partikelfeatures nummeriert mit 1-7) sogar *mehr relevante Einzelheiten* bei gleichzeitigem *Fehlen nicht relevanter Bildbestandteile*

vorhanden. Für die gezielte Datenanalyse im Rahmen dieser Studie – mit dem spezifischen Dokumentieren von Schussfolgen zwecks Erstellung eines 3D-Modells - ist dies Digitalisierung im Vergleich zum technischen Standard (Durchlichtscanner) als *überlegen* anzusehen.

Dies zeigt der Vergleich mit dem aus technischer Sicht eigentlich optimalen Scanergebnis des Flachbettscanners mit Durchlichtaufsatz (E) sehr deutlich: die von Hand angefertigte Zeichnung weist die kleinen röntgendichten Partikel besser aus als jedes anderweitig digitalisierte Röntgenbild.

*Handhabung:* Es sind zur manuellen Nachzeichnung transparentes Papier, transparente Folien oder andere durchsichtige Informationsträger sowie darauf haftende Stifte und auch ein Leuchtschirm notwendig. Eine besonders kostengünstige Digitalisierungsmethode von Folien-Diagrammen besteht darin, dass man die Folie vor den Bildschirm hängt, und sie mit einem Grafikprogramm am Rechner nachzeichnet; man kommt dann ganz ohne Scanner oder Kamera aus.

[Rest der Seite leer]



### **(3) Digitale Bilder skalieren, ausrichten und markieren**

Die Vorbereitung digitalisierter Bilder zur stereographischen Rückprojektion ist üblicherweise Handarbeit und nicht ohne weiteres zu automatisieren [32].

Dazu gehört zum einen die Rotation und Skalierung, zum zweiten die Markierung. Diese Arbeitsschritte werden in den nachfolgenden Abschnitten erläutert.

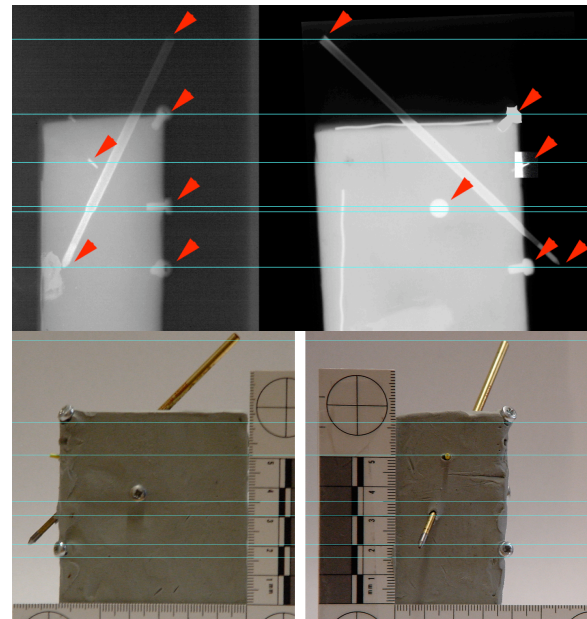
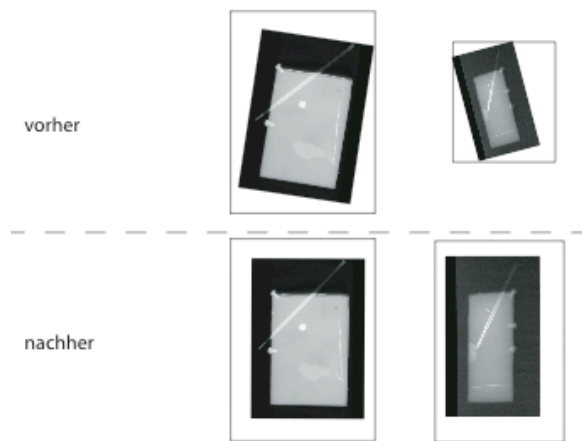
#### **Rotation und Skalierung als Datenvorbereitung zur Rückprojektion**

Durch die Röntgenaufnahme und die anschließende Digitalisierung, sowie durch die Fotografie, sei es digital oder analog - entstehen digitale Bilder von orthogonalen Ansichten eines bestimmten Objektes, deren *Bildausschnitt*, deren *Rotation* und deren *Skalierung voneinander* abweichen können (Abbildung 24, 'vorher'). Durch geeignete Bearbeitung dieser Bilder wird sichergestellt, dass sie in der Bildebene zueinander ausgerichtet und korrekt skaliert sind (Abbildung 24, 'nachher'). Erst in der Bildebene korrekt ausgerichtet und skalierte Bilder können zu sinnvollen Ergebnissen in der Rückprojektion führen.

- Die orthogonalen Bilder werden in einem Grafikprogramm zugeschnitten (techn.: *crop*, *freistellen*).
- Die Bilder werden Bezug auf *Skalierung* in Übereinstimmung gebracht.
- Ihre Ausrichtung wird korrigiert, indem sie in Bezug auf ihre *Winkel* rotiert, und in Bezug auf die *Höhe* zueinander verschoben werden.

Ziel dieser Bearbeitung ist (siehe nachfolgende Abbildung 25), dass nun die Markierungspunkte auf gleicher Höhe liegen, also, vertikal an der gleichen Stelle. Dies kann im verwendeten Programm durch verwenden horizontaler Hilfslinien bedeutend erleichtert werden. Dies gilt sowohl für Röntgenbilder, wie auch für Fotos.

[Rest der Seite leer]



*Abbildung 24: Zwei orthogonale Röntgenbilder sind nicht so ohne weiteres rückprojizierbar (siehe die beiden Bilder oben, ‚vorher‘); dazu müssen sie vorher zunächst bezüglich Rotation und Skalierung angepasst werden (siehe die beiden Bilder unten, ‚nachher‘).*

*Abbildung 25: Röntgenbilder (oben) und Fotos (unten) nach der korrekten Ausrichtung als notwendige Vorbereitung zur Rückprojektion in ein 3D-Modell. Die Verwendung von horizontalen Hilfslinien vereinfacht die manuell in einem x-beliebigen Bildbearbeitungsprogramm vorzunehmende Ausrichtung.*

[Rest der Seite leer]

## Digitale Markierung zur Datenvorbereitung zur Rückprojektion

Wir *markieren* die Bilddaten bevor sie zur Rückprojektion in ein 3D-Modell verwendet werden, um eine getrennte Überführung verschieden markierter Bildbereiche in entsprechend verschiedene Bereiche im 3D-Volumen zu garantieren (siehe dazu auch den Abschnitt zur Segmentierung, Seite 24 / Abbildung 6, Seite 25).

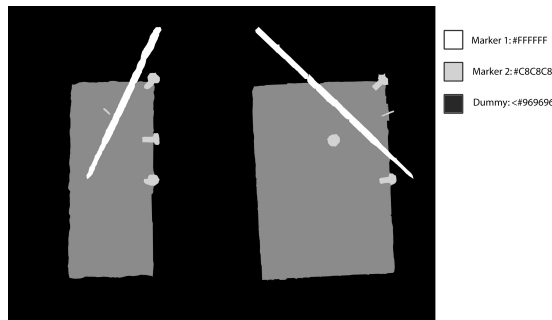
Die Markierung besteht darin, dass bestimmte Bildbereiche mit *verschiedenen Grauwerten* markiert werden. Diese Markierung kann grundsätzlich manuell (*The Gimp: Select Hand-Drawn Regions; Adobe Photoshop: Lasso Tool*) oder semimanuell (*The Gimp: Select Shapes From Image; Adobe Photoshop: Magnetic Lasso Tool*) erfolgen.

Die nachfolgende Tabelle gibt Aufschluss über die von uns verwendete willkürliche Auswahl von Grauwerten, die deswegen so weit auseinander liegend gewählt wurden, damit eine visuelle Kontrolle des Markierungsergebnisses während der Arbeit im Bildbearbeitungsprogramm (z.B. *The Gimp* oder *Adobe Photoshop*) einfach möglich ist. Rein rechnerisch ist auch eine Auftrennung in dicht nebeneinanderliegende Grauwerte mit gleicher rechnerischer Genauigkeit möglich, doch ist es von Auge sehr schwierig, z.B. den Grauwert 88 von 87 zu unterscheiden.

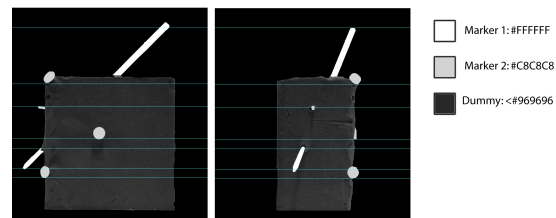
Bezeichnung	RGB-Farbwert	Grauwert
Marker 1	#FFFFFF	FF
Marker 2	#C8C8C8	C8
Grundstruktur	< #969696	<96
Hintergrund	#000000	00

*Tabelle 5: Willkürliche Zuordnung von Markierungsbezeichnungen und –bedeutungen zu konkreten Farb- bzw. Grauwerten*

Zur Markierung wurden die digitalisierten Röntgenbilder (Abbildung 13) und die orthogonalen Fotos (Abbildung 14) verwendet, nachdem sie zunächst ausgerichtet wurden (Abbildung 25); die nachfolgenden Bilder illustrieren, wie es aussieht, nachdem die Röntgenbilder digital markiert wurden, (Abbildung 26) und nachdem auch die beiden Fotografien des Dummy digital markiert wurden (Abbildung 27).



*Abbildung 26: Manuelle und semimanuelle Markierung der Röntgenbilder des Messparameter-Dummy; Grundstruktur ist der Plastilin-Körper (dunkelgrau, < #969696); als Marker 1 (ganz hell, #FFFFFF) ist die eingebaute Kugelschreiber-Mine, und Marker 2 (hellgrau, #C8C8C8) sind die in den Plastilin eingedrückten Metallschrauben und das kleine Stück Draht hervorgehoben. Der Hintergrund ist schwarz (#000000).*



*Abbildung 27: Manuelle und semimanuelle Markierung der Fotografien des Messparameter-Dummy; Grundstruktur ist der Plastilin-Körper (dunkelgrau, < #969696); als Marker 1 (ganz hell, #FFFFFF) ist die eingebaute Kugelschreiber-Mine, und Marker 2 (hellgrau, #C8C8C8) sind die in den Plastilin eingedrückten Metallschrauben und das kleine Stück Draht hervorgehoben. Der Hintergrund ist schwarz (#000000).*

#### **(4) Ermittlung von 3D-Information und Plausibilitätstest**

Für die Ermittlung der relevanten 3D-Information anhand eines Messgenauigkeits-Dummy werden drei Methoden gewählt:

- 1) Rückprojektion orthogonaler Bilder – Fotos, Röntgenbilder, und
- 2) Photogrammetrische Rückprojektionen.
- 3) Ausmessen von Hand.

Für die beiden ersten Techniken werden zunächst Softwarepakete evaluiert und Programmroutinen implementiert (siehe Softwareauswahl ab Seite 134). Das Prinzip der 3D-Modell-Erstellung durch Rückprojektion wird im folgenden erläutert. Dann werden für beide Techniken erste Prüfrückprojektionen als Plausibilitätstest durchgeführt. Diese Prüfrückprojektionen demonstrieren die Machbarkeit der Technik und geben ein ungefähres Bild davon, wie gut das Ergebnis im Vergleich zum Original etwa aussieht. Sie sind zunächst aber nicht besonders genau (Selbstkalibrierung: siehe Abschnitt ab Seite 78).

Für die dritte Technik – von Hand ausmessen – werden zur Kontrolle qualitative Beobachtungen angestellt: sind die Ergebnisse plausibel?

### **Programmcode zur Rückprojektion in IDL**

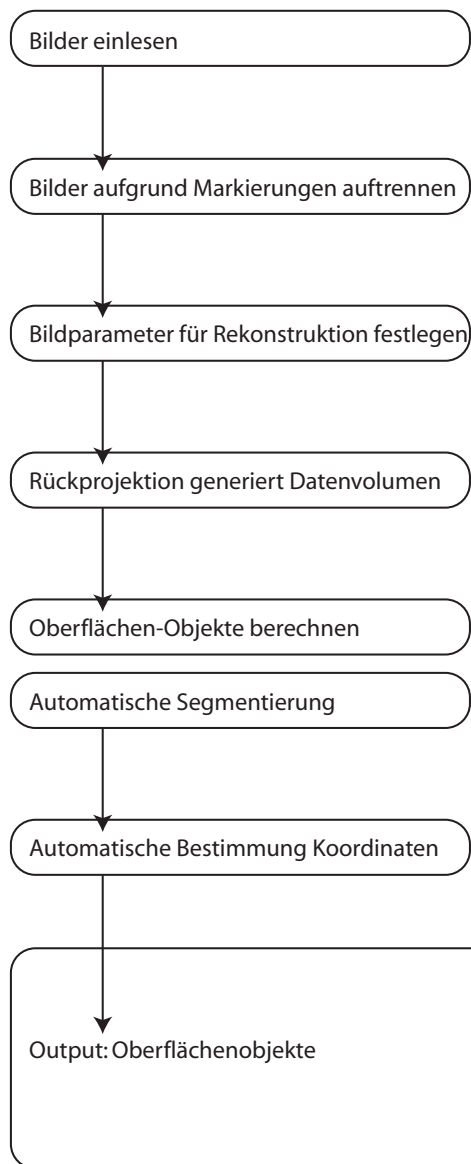
Anhand der Messdummy-Daten wurde ein Programmcode entwickelt, dessen Ablaufschema<sup>5</sup> (*pseudocode*) im Folgenden übersichtlich dargestellt (Abbildung 28) wird.

[Rest der Seite leer]

---

<sup>5</sup> Dieser Begriff ist in Lexika oder Online-Enzyklopädien auffindbar: <http://de.wikipedia.org/wiki/Pseudocode>

## Konzept:



## Was in IDL passiert:

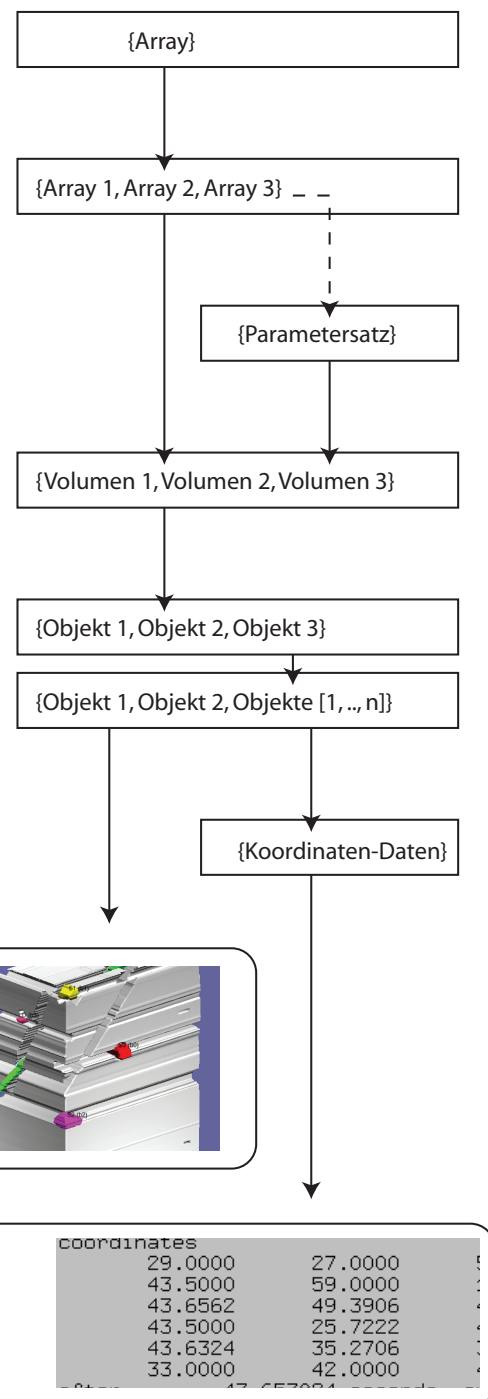


Abbildung 28: Diagramm-Darstellung (pseudo-code) des Programms, welche aus zwei orthogonalen Röntgenbildern ein virtuelles 3D-Objekt berechnet

Zunächst werden zwei Bilder eingelesen. In IDL kommt jedes Bild in eine Matrix (Array, siehe Abbildung 28). Aufgrund der unterschiedlichen, von Hand markierten Grauwerte für verschiedene Bildbereiche (Marker 1, Marker 2, Grundstruktur, Hintergrund, siehe ausserdem auch den Abschnitt über digitale

Markierung auf Seite 61) legt das Programm für jedes der beiden Bilder eine getrennte, zweidimensionale Matrix für jeden der digital markierten Bildbereiche an (*Array1*, *Array2*, .. - siehe Abbildung 28).

Nach Festlegung der Parameter – rekonstruktive Brennweite, Volumengröße - wird die Rückprojektion für jeden Satz zueinander passender Bild-Anteile einzeln durchgeführt. Schichtweise werden aus den zur Verfügung stehenden (Projektions-)Bildern die zu den einzelnen Bildbereichen (*Array1*, *Array2*, ..) passenden Datenvolumen (*Volumen 1*, *Volumen 2*, ..) berechnet.

Aus den so errechneten Datenvolumina werden mittels Oberflächenrekonstruktion (*shaded surface*, *isosurface*) 3D-Modelle (*Objekt1*, *Objekt2*, ..) abgeleitet und somit getrennte Modellberechnungen für die verschiedenen markierten Bild- und somit Volumenanteile (Marker 1, Marker 2, Grundstruktur) durchgeführt.

Einzelne dieser 3D-Objekte, insbesondere die Markierungspunkte, können anschliessend automatisch noch weiter segmentiert werden, um die Raumkoordinaten der Markierungspunkte zu ermitteln. Dies wurde besonders für den Messparameter-Dummy implementiert (siehe Abbildung 29), wo eine grössere Anzahl Rückprojektionen unter verschiedenen Rückprojektionsparametern (Volumengröße, rekonstruktive Brennweite) automatisch ausgemessen wurden.

Bei der automatischen Reduktion von 3D-Objektanteilen (bestehend aus mehreren Polygonen, die für einen einzelnen Messpunkt dastehen) auf einen 3D-Koordinatenpunkt wurde der Medianwert aller Vertexpunkte des 3D-Polygon-Objekts berechnet, die dadurch auf 1 Koordinatenpunkt reduzierte Raumkoordinate automatisch beschriftet (siehe Abbildung 29, (ii)), und das rekonstruierte Bild automatisch abgespeichert.

Der so erreichte Automatisierungsgrad war besonders für die Selbstkalibrierung (siehe Abschnitt „(5) Überlegungen zur Kalibrierung“ ab Seite 78 mit Hinweisen zur Methode, und bei den Resultaten besonders den Abschnitt „2. Rekonstruktive Brennweite - Selbstkalibrierung bei orthogonaler Rückprojektion “ mit den Ergebnissen ab Seite 147) entscheidend.

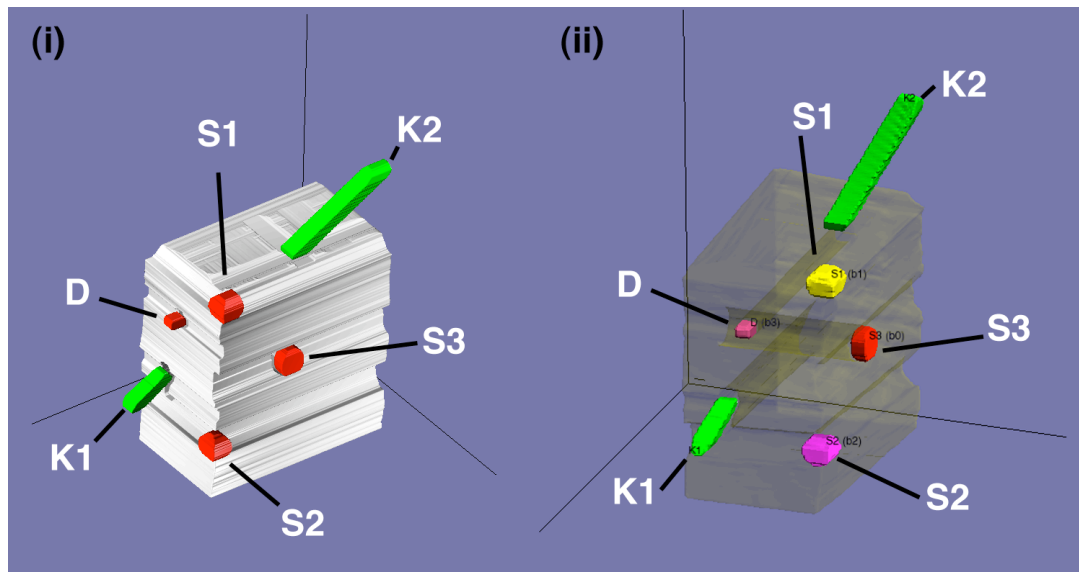


Abbildung 29: Orthogonale Ansichten berechneter 3D-Modelle nach Rückprojektion orthogonaler Fotos des Messgenauigkeits-Dummy. Automatische Segmentierung des rekonstruierten Messparameterdummys. (i): in drei Segmenten (Marker 1: grün; Marker 2: rot; Grundstruktur: hellgrau) räumlich rekonstruiertes Datenvolumen; (ii): die unterschiedlichen Farben zeigen nun an, dass die einzelnen Markierungspunkte in einzelne Objekte zerlegt wurden; sie wurden ausserdem automatisch beschriftet (siehe die kleine, schwer leserliche schwarze Schrift an der Stelle der Markierungspunkte S1, S2, S3, D, K1, K2).

## Erste Prüfrückprojektion orthogonaler Röntgenbilder

Wir führen nun einen Test der bisher verwendeten Elemente durch, um Machbarkeit und Plausibilität des erklärten Inhaltes zu dokumentieren.

*Zugrundegelegte Daten:*

- Die Röntgenbildaufnahme erfolgt gemäss Angabe im entsprechenden Abschnitt (Seite 35). Zwei orthogonale Röntgenbilder des Messgenauigkeitsdummys werden mit einem Flachbettscanner mit Durchlichtaufsatz eingescannt.
- Die Bilder werden zugeschnitten, rotiert und skaliert, damit sie die richtige Ausrichtung und Grössenverhältnisse aufweisen (siehe Abbildung 13, Abbildung 25 sowie den Abschnitt über die Rotation und Skalierung, Seite 58).
- An den daraus entstandenen Ergebnissen werden die Landmarken teils manuell, teils semiautomatisch ausgewählt und arbiträren Grauwerten zugewiesen (Datenwerte gemäss Markierungsvorschrift für Marker 1, Marker 2, Grundstruktur, Hintergrund, siehe Abschnitt über digitale Markierung auf Seite 61).



### *Rückprojektion und 3D-Modell:*

- Aus den digitalen Bildern wird durch Rückprojektion ein virtuelles 3D-Objekt rekonstruiert.
- Die Koordinaten der einzelnen Markierungspunkte sowie die Distanzen dazwischen werden anhand des virtuellen 3D-Objekts automatisch bestimmt (siehe auch Abbildung 28).

### *Prüfung:*

- Die qualitative Prüfung der korrekten Bestimmung der Markierungspunkte erfolgt durch Visualisierung (siehe die nachfolgenden Bilder).
- Eine quantitative Prüfung der korrekten Lokalisierung erfolgt später in dieser Arbeit (siehe z.B. Abschnitt ab Seite 152).

### *Ergebnis:*

- Die Rückprojektionen der Röntgenbilder ergeben 3D Modelle, die - in Bezug auf die Lokalisation der Markierpunkte – *ein etwa realistisch aussehendes Ergebnis* liefern (siehe die nachfolgenden Bilder; zum Vergleich das beschriftete Umrissdiagramm eines Dummy-Fotos).

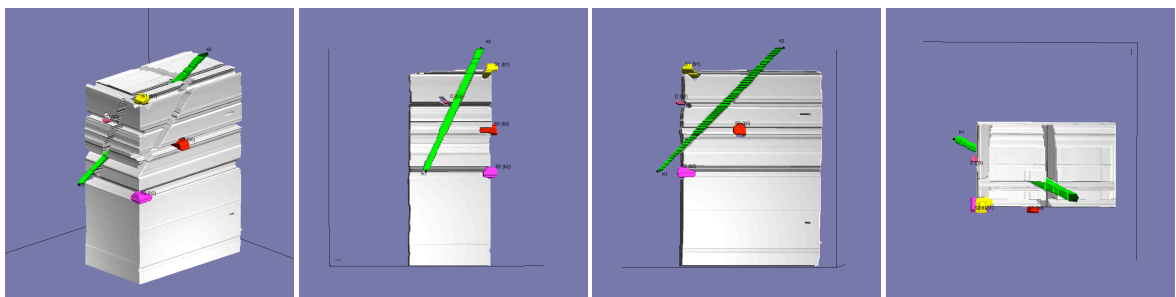
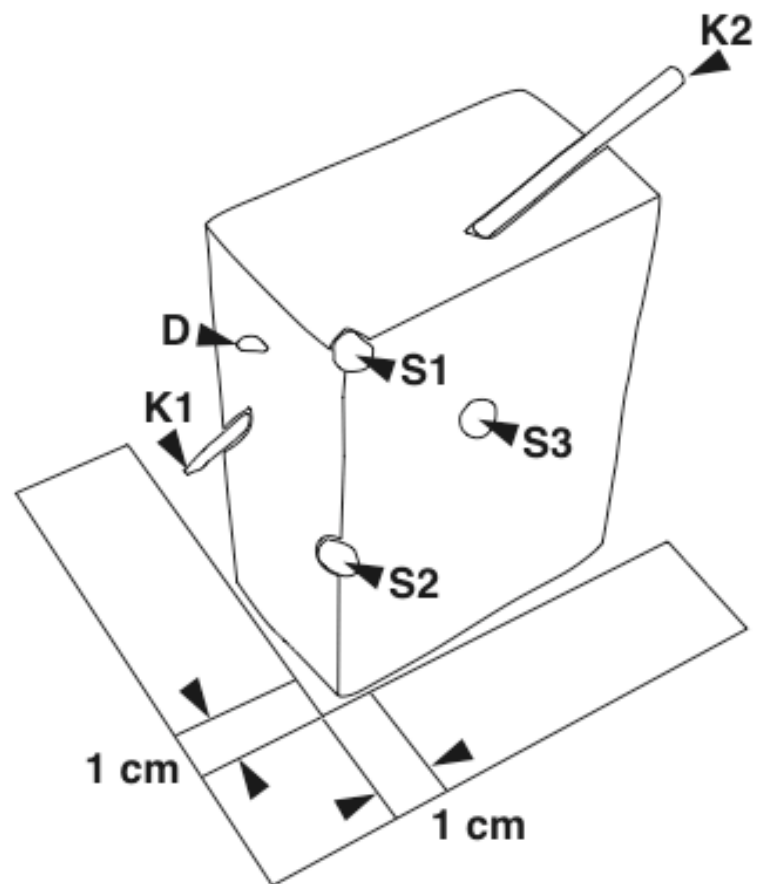


Abbildung 30: Rückprojektion anhand zweier orthogonaler Röntgenbilder: das 3D-Modell (untere Bildreihe) wird in orthogonaler Projektion dargestellt, und sieht dem originalen Messgenauigkeitsdummy (Diagramm oben) recht ähnlich.

## Erste Prüfrückprojektion orthogonaler Fotos

### *Zugrundegelegte Daten:*

- Die Anfertigung der Fotografien erfolgt gemäss Angabe im entsprechenden Abschnitt (Seite 35). Zwei orthogonale Fotos werden aus möglichst grosser Distanz mit einer digitalen Kamera aufgenommen (ca. 4 m).
- Anschliessend werden die Bilder zueinander in gute Übereinstimmung gebracht, indem sie rotiert und skaliert werden (siehe Abbildung 14 und Abbildung 25 sowie den Abschnitt über Rotation und Skalierung auf Seite 58).
- An den daraus entstandenen Ergebnissen werden die Landmarken teils manuell, teils semiautomatisch ausgewählt und arbiträren Grauwerten zugewiesen (Datenwerte gemäss Markierungsvorschrift für Marker 1, Marker 2, Grundstruktur, Hintergrund, siehe Abschnitt über digitale Markierung auf Seite 61).

### *Rückprojektion und 3D-Modell:*

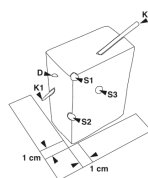
- Aus den digitalen Bildern wird durch Rückprojektion ein virtuelles 3D-Objekt rekonstruiert.
- Die Koordinaten der einzelnen Markierungspunkte sowie die Distanzen dazwischen werden anhand des virtuellen 3D-Objekts automatisch bestimmt (siehe auch Abbildung 28).

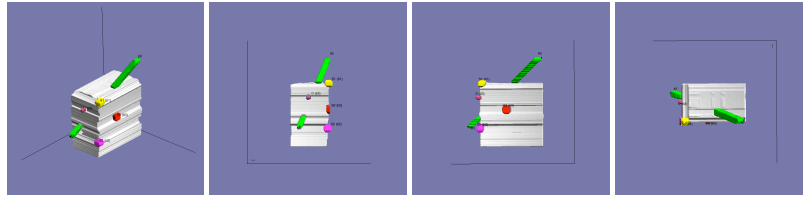
### *Prüfung:*

- Die qualitative Prüfung der korrekten Bestimmung der Markierungspunkte erfolgt durch Visualisierung (siehe die nachfolgenden Bilder).
- Eine quantitative Prüfung und Optimierung der korrekten 3D-Modellform erfolgt später in dieser Arbeit (siehe z.B. Abschnitt ab Seite 152).

### *Ergebnis:*

- Das rekonstruierte Ergebnis sieht bezüglich der Markierungspunkt-Lokalisation dem Original-Dummy sehr ähnlich.





*Abbildung 31: Rückprojektion anhand zweier orthogonaler Fotos: das 3D-Modell (untere Bildreihe) wird in orthogonaler Projektion dargestellt (siehe Abbildung 14); die Messpunkte-Anordnung ist realistisch und entspricht zum einen dem Dummy (Diagramm oben im Bild) und dem 3D-Modell anhand der Röntgenbilder (siehe Abbildung 30).*

## **Auswahl der Photogrammetrie-Software (fertiges Paket)**

Unsere Evaluation der Softwareprodukte zur photogrammetrischen Rückprojektionen hat sich an Produkten orientiert, bei denen die Evaluation rasch und kostenlos möglich ist. In die engere Wahl kamen zwei Produkte (Photomodeler Lite, iModeller 3D, Details nachfolgend in Tabelle 6). Die Anforderung war, dass sich Messpunktkoordinaten ermitteln lassen mussten, und dass mindestens die rekonstruktive Brennweite variiert werden könnte.

Das Evaluationsergebnis (siehe die nachfolgende Tabelle 6) in diesem Vergleich ist eindeutig, indem das zweite, getestete Produkt (iModeller 3D) diese Anforderungen *nicht* erfüllte, das erste getestete Produkt (Photomodeler Lite) aber schon. - Für die photogrammetrische Rückprojektion wird also das Programm Photomodeler Lite 3.1.a (Eos Inc., Vancouver, Kanada) verwendet.

[Rest der Seite leer]

	<b>Photomodeler Lite</b>  <b>Eos Systems, Inc., Vancouver, Canada</b>	<b>iModeller 3D</b>  <b>UZR GmbH &amp; Co KG, Hamburg, Deutschland</b>
<b>Preis</b>	Kostenlose ‚Lite‘-Version 3.1a	Kostenlose Demo-Version 2.5
<b>Anforderungen</b>	Das Programm muss in der Lage sein, unter Konfiguration der rekonstruktiven Brennweite zur 3D-Rückprojektion ein virtuelles 3D-Objekt anhand mehrerer, schräg aufgenommener Objektfotografien zu erstellen. Am berechneten (rekonstruierten) 3D-Objekt muss es möglich sein, einzelne 3D-Koordinatenpunkte mit ihren numerischen Koordinatenwerten zu bestimmen.	
<b>Werbung zum Programm mit Beispielbildern</b>	<i>Links: Foto von Original.</i> <i>Rechts: Rekonstruiertes 3D-Modell.</i>  	<i>Links: Foto von Original</i> <i>Rechts: Rekonstruiertes 3D-Modell.</i>  
<b>Unser Messparameter-dummy als konkreter Datensatz</b>	<i>Links: Foto von Original.</i> <i>Rechts: Rekonstruiertes 3D-Modell.</i>   <p>Bei der Bearbeitung der Bilddaten zur 3D-Modellberechnung werden zunächst Punkte, dann Linien, und zuletzt Flächen von Hand markiert.</p> <p>Das berechnete 3D-Modell ist in Bezug auf die einzelnen 3D-Koordinatenpunkte realistisch.</p>	<i>Links: Foto von Original.</i> <i>Rechts: Rekonstruiertes 3D-Modell.</i>   <p>Bei der Bearbeitung der Bilddaten zur photogrammetrischen 3D-Modellbestimmung werden zunächst die notwendigen Bild-Daten mit schwarzen Punkte auf der Unterlage angefertigt.</p> <p>Das berechnete 3D-Modell weicht bereits auf den ersten Blick erheblich vom originalen Objekt ab; anstatt eines Quaders, der auf einem flachen Blatt Papier steht, zeigt das 3D-Modell eine Art Hügelmodell an.</p>

<b>Optimierung</b>	Messpunktkoordinaten können einzeln ausgelesen werden. Die rekonstruktive Brennweite kann variiert werden.	Eine manuelle Kontrolle über die Rückprojektion ist in diesem Programm offensichtlich nicht vorgesehen. Das Programm soll nach Angaben des Herstellers (Webseite) einige wesentlichen Parameter automatisch ermitteln.
<b>Ausmessen</b>	<p>Das manuelle Bestimmen von Punktkoordinaten (x,y,z) sowie Distanzen (zwischen jeweils zwei Punktkoordinaten) ist am virtuellen 3D-Modell gut möglich.</p> <p>Es steht zudem eine Kalibrierfunktion zur Verfügung, die sowohl die Skalierung (mit einem im Bildmaterial vorhandenen Massstab) als auch die Rotationsangleichung (bei im Bildmaterial vorhandenen Raumachsen) erlaubt.</p>	Das Ausmessen der 3D-Modelle ist in diesem Programm nicht vorgesehen. Die Einflussmöglichkeiten auf das Rekonstruktionsergebnis sind nicht gross.
<b>Beurteilung</b>	<p>Ein erster Test mit unserem Messparameter-Dummy ergab ein realistisch aussehendes Resultat.</p> <p>Für die Beeinflussung der Rückprojektion bietet dieses Programm Optionen, bestimmte Parameter numerisch (von Hand) eintippen zu können.</p> <p>Für die manuelle Bestimmung der 3D-Koordinaten am berechneten 3D-Modell bietet dieses Programm gute Möglichkeiten zur Datenauswertung.</p> <p>Dieses Programm erfüllt unsere Anforderungen.</p>	<p>Die Vorbereitung der Fotos zur Rückprojektion ist sehr aufwendig, da das Objekt auf einem durch das Programm vorgegebenen, bestimmten Hintergrund fotografiert werden muss.</p> <p>Obwohl uns das in der Werbung gezeigte Beispiel mit dem Hirschkopf sehr gut gefiel, ergab die Rückprojektion unseres eigenen Dummy trotz zeitlich aufwendigen Vorbereitungsarbeiten mit Markierung von Koordinaten und Bildbereichen kein realistisch aussehendes Ergebnis.</p> <p>Die Herstellung eines 3D-Modells lässt sich in ihren Parametern nicht manuell kontrollieren. Eine Bestimmung von 3D-Punkt-Koordinaten am berechneten 3D-Modell ist nicht vorgesehen.</p> <p>Auch wenn dieses 3D-Programm theoretisch vermutlich auch in der Lage wäre, mit beliebig hohem Zeitaufwand und direktem Kontakt mit den</p>

		<p>Softwareentwicklern ein vergleichbares Ergebnis zu liefern, haben wir uns entschlossen, diese Option nicht in die Evaluation hineinzunehmen.</p> <p>Dieses Programm erfüllt unsere Anforderungen nicht.</p>
--	--	--

*Tabelle 6: Evaluation der Photogrammetrie-Software*

## **Erste Prüfrückprojektion durch photogrammetrische Modellberechnung anhand von Fotos**

Das Prinzip der photogrammetrischen Rückprojektion ist im Grund dasselbe wie das der Rückprojektion von orthogonalen Bildern in IDL - mit dem Unterschied, dass die Aufnahme-Positionen (Aufnahmewinkel, Aufnahme-Abstand) sowie tatsächliche Linsenverzerrung der verwendeten Kameras [33]) nicht a priori bekannt sind (siehe auch Abbildung 2, und den Abschnitt über ).

### *Zugrundegelegte Fotos:*

- Es werden vier Fotos mit einer digitalen Kamera aus verschiedenen Winkeln aufgenommen (Abbildung 33; weitere Details im Abschnitt ab Seite 35).

### *Rückprojektionen:*

- Die auf den rekonstruierten Markierungspunkten beruhenden Koordinaten und Distanzen werden in der verwendeten Software ‚*Photomodeler lite*‘ manuell durch Auswahl und Auslesen bestimmt und erfasst.

### *Prüfung:*

- Die qualitative Prüfung der korrekten Rückprojektion der Markierungspunkte erfolgt durch Visualisierung (siehe die nachfolgenden Bilder).
- Zur quantitativen Prüfung und Kalibrierung bzw. Optimierung folgt später ein ganzer Abschnitt. Die photogrammetrische Rückprojektion verwendet als einen Parameter die *rekonstruktive Brennweite*. Diese entspricht ‚idealerweise‘ und theoretisch der Brennweite der verwendeten Kamera, praktisch gesehen bestehen aber z.T. erhebliche, nur schwer oder gar nicht im einzelnen benenn- und modellierbare Abweichungen [33,34].



*Ergebnis:*

- Das rekonstruierte Ergebnis (siehe Abbildung 33) sieht dem Original-Dummy besonders in Bezug auf die Lokalisation der einzelnen Markierungs-Punkte recht ähnlich. Es ist aber etwas schief.
- Die Abbildung der Oberflächenfotos als Textur ergibt ein Resultat, das in Bezug auf seine Übereinstimmung mit dem Original deutlich erkennbare Abweichungen aufweist; diese Textur-Abbildung zu optimieren ist jedoch nicht Gegenstand dieser Untersuchung.

[Rest der Seite leer]

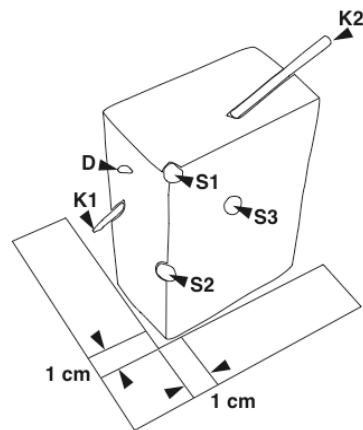


Abbildung 32: Kontur der Fotografie des Messgenauigkeits-Dummy.

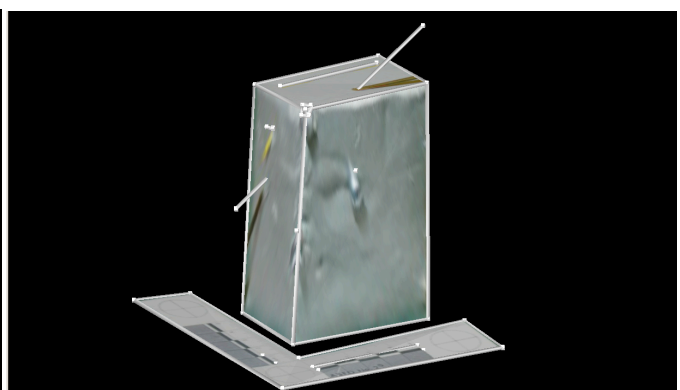
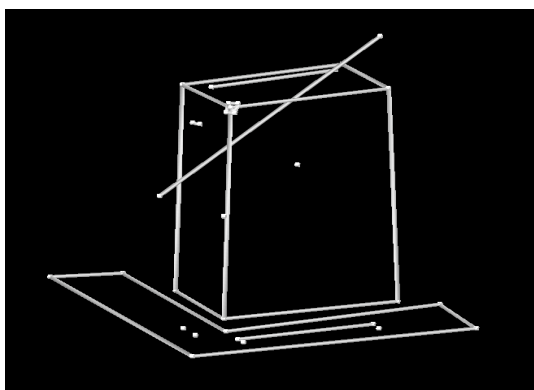
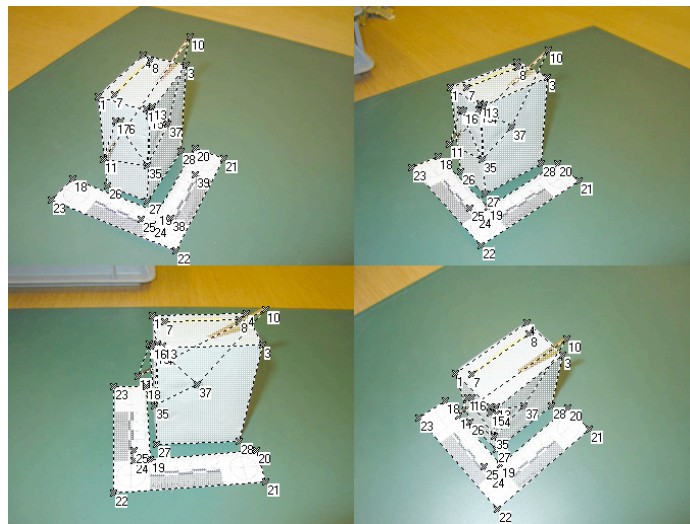


Abbildung 33: Photogrammetrische Rückprojektion zur Bestimmung eines 3D-Modells (siehe unten) anhand von vier Fotos (siehe oben); im Vergleich zur Fotografie (siehe Abbildung 32) etwas ‚schiefe‘ Erscheinung.

## **Plausibilitätsprüfung der Vermessung des Objekts durch zwei Testpersonen**

Gemäss obiger Angabe (Seite 40) wird das Objekt vermessen.

### *Prüfung:*

- Die qualitative Prüfung der korrekten Ausmessung der Markierungspunkte erfolgt durch einfache Gegenüberstellung der beiden manuellen Vermessungen. Zu quantitativen Optimierungen und Vergleichen: siehe nachfolgende Abschnitte.

### *Ergebnis:*

- Es sind keine auffällig grossen Diskrepanzen zu den rekonstruierten Koordinatenwerten feststellbar. Die Messergebnisse sind plausibel.

## (5) Überlegungen zur Kalibrierung

### Präzision, Richtigkeit und Genauigkeit

Man kann begrifflich zwischen Präzision (*precision*), Richtigkeit (*trueness, accuracy of the mean*) und Genauigkeit (*accuracy*) unterscheiden.

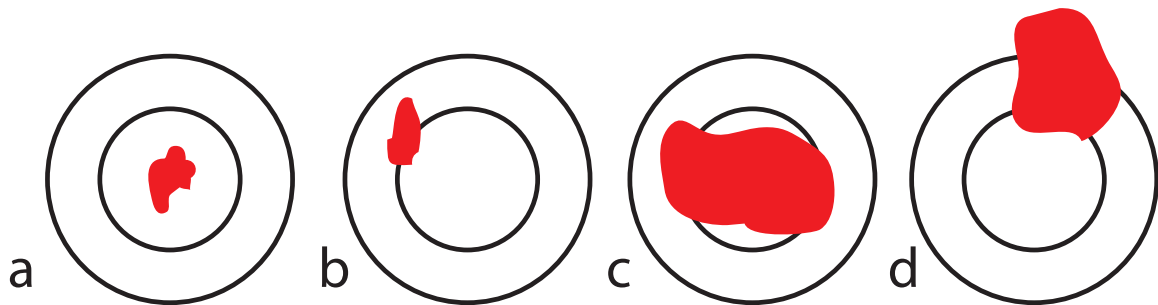


Abbildung 34 – Diagramm zur Illustration der Begriffe Präzision, Richtigkeit und Genauigkeit - (a) die Daten (roter Fleck) streuen nur wenig um den richtigen Wert (Mitte der Zielscheibe), sind also präzise und richtig; (b) die Daten (roter Fleck) streuen nur wenig, und sind daher präzise, doch sie weichen vom richtigen Wert (Mitte der Zielscheibe) ab und besitzen deswegen geringere Richtigkeit; (c) die Daten (roter Fleck) streuen zwar stark, weisen daher keine hohe Präzision auf, aber sie weisen eine recht gute Richtigkeit auf, das sie um den richtigen Wert (Mitte der Zielscheibe) streuen; (d) diese Daten (rot) streuen erheblich und ausserdem nicht um den richtigen Wert, weisen also weder einen besonders guten Wert für Präzision noch für Richtigkeit auf.

#### Präzision (*precision*)

Die Präzision ist ein Maß für die Übereinstimmung unabhängiger Messergebnisse untereinander bei konstanten Bedingungen. Liegen also mehrere Messwerte dicht beieinander (siehe das Diagramm, Bilder a und b), so hat diese Messung eine hohe Präzision. Das bedeutet aber noch nicht, dass die gemessenen Werte auch richtig sind. Sie könnten präzise falsch sein (siehe das Diagramm, Bild b).

#### Richtigkeit (*trueness, accuracy of the mean*)

Zur Beurteilung der Richtigkeit verwendet man entweder einen Referenzwert, oder eine bestmögliche Übereinstimmung mehrerer Messungen. Die Richtigkeit ist dann ein Maß für die Übereinstimmung zwischen dem aus einem Datensatz erhaltenen Mittelwert (oder etwa dem Median) und zum Beispiel einem akzeptierten Referenzwert.

Wenn also der Mittelwert aus vielen Messungen gut mit dem Referenzwert übereinstimmt (siehe das Diagramm, Bild a und c), so ist die Richtigkeit hoch. Dies sagt nichts darüber aus, wie stark die einzelnen Werte streuen – wie präzise sie also sind.

### *Genauigkeit (accuracy)*

Die Genauigkeit ist ein Maß für die Übereinstimmung zwischen dem einzelnen (!) Messergebnis und dem verwendeten Referenz- oder Vergleichswert. Eine hohe Genauigkeit kann man also nur erreichen, wenn sowohl die Präzision als auch die Richtigkeit gut sind (siehe das Diagramm, Bild a).

Für den einzelnen Messvorgang bezeichnet die Messgenauigkeit die Abweichung vom Sollwert. Für zahlreiche oder viele Messvorgänge kann die Unterscheidung Präzision und Richtigkeit von Bedeutung sein.

Der Begriff Genauigkeit wird (fälschlicherweise) häufig mit Präzision oder mit Richtigkeit gleichgesetzt.

[Rest der Seite leer]

### *Gütemass (measure, statistical measure)*

Um Abweichungen oder Übereinstimmungen zu bestimmen und sie dann auch zu vergleichen, verwendet man Gütemasse.

Zu Gütemassen zählt man neben nachvollziehbar und einfach verständlich konstruierten Masszahlen auch komplizierte, oder weniger direkt nachvollziehbar berechnete Rechenergebnisse.

Ein typisches, recht einfach verständliches Gütemass ist die direkte Distanz (euklidische Distanz) zwischen zwei Punkten oder im zwischen zwei Messreihen. Dagegen ist der lineare Korrelationskoeffizient zwar nicht ganz so einfach verständlich, doch hat man sich an ihn schon recht stark gewöhnt.

Es ist an dieser Stelle vor allem wichtig, festzustellen, dass die intuitive Nachvollziehbarkeit eines Gütemasses, oder die eigene Gewöhnung an die grosse Verbreitung desselben, nicht dadurch auch gleichzeitig dessen besonders hohe Brauchbarkeit für einen bestimmten Zweck belegt.

### **Charakterisierung der Messungenauigkeit**

Wenn wir nun die Ungenauigkeit diskutieren, so geht es um die Abweichung vom Sollwert einer *einzelnen* Messung, oder mehrerer einzelner Messungen.

#### *Allgemeine Form der Messungenauigkeit*

Bei der Bestimmung von Raumkoordinaten von Markierungspunkten steifer Körper - darum handelt es sich bei unserem Messgenauigkeitsdummy - steht fest, dass diese Raumkoordinaten ohne Zweifel *einen* richtigen Wert haben:

$$\text{Messwert}_{\text{ideal}} = m$$

Der Wert  $m$  kann auch als Referenz- oder Idealwert angesehen werden.

Nun stellt sich die Frage, wie wir unsere Messmethoden einsetzen, *möglichst nahe* an diesen richtigen Wert heranzukommen. Dazu ist zunächst notwendig, sich mit der Messungenauigkeit selbst auseinanderzusetzen.

Realistischerweise ist ein Messwert nicht so genau, dass er dem idealen Messwert entspricht.

$$\text{Messwert}_{\text{ideal}} \neq \text{Messwert}_{\text{reell}}$$

Ungenauigkeiten in Messverfahren werden im Allgemeinen so ausgedrückt, dass die Messungenauigkeit, auch Messfehler genannt, als separate Grösse zum ideal-korrekten Messwert angegeben wird.

$$\text{Messwert}_{\text{reell}} = m + u$$

Zur allgemeinen Angabe mit Gültigkeit für beliebige Messungen kann eine statistische Erfahrung über den Messfehler, die Störgrösse, die Fehlergrösse, die Abweichung oder die Ungenauigkeit auch als Abweichungsbereich ( $u = [-v...v]$ ) angegeben werden. Ein oft angegebener Abweichungsbereich ist derjenige der Standardabweichung des Messwerts, wobei man dann erwartet, dass ~68% der Messwerte im Bereich  $m \pm \sigma$  liegen, und ~95% im Bereich  $m \pm 2\sigma$ ; das ist dann eine sinnvolle Angabe, wenn die reellen Messwerte eine Normalverteilung aufweisen.

*Konkrete Unterteilung eines Messfehlers zur Verbesserung anwendungsspezifischer Anteile: Beispielvorgabe für eine Unterteilung*

Ziel jeder Mess-Optimierung ist es, Ursachen von Messwertabweichungen in den Einflussgrössen oder Messbedingungen zu suchen, um die Abweichungen  $u$  letztlich zu reduzieren. Wir werden im folgenden sehen, dass sich die Messfehler  $u$  in verschiedener Weise sinnvoll aufteilen lassen, und dass die Wahl einer sinnvollen Aufteilung praktische Konsequenzen hat.

Wie wir einer vorgeschlagenen Beispielvorgabe (NIST/SEMATECH (2004) und ISO (1994)) entnehmen, lassen sich Messfehler von Messmaschinen zum Beispiel in die zwei Abweichungs-Kategorien unterteilen ( $m$  = genauer Messwert = Referenzwert,  $ip$  = instrument precision,  $uu$  = user-based uncertainty) [35,36]:

$$\left. \begin{array}{l} \text{Messwert} = m + u \\ u = ip + uu \end{array} \right\} \Rightarrow \text{Messwert} = m + ip + uu$$

Dabei werden die beiden Messungenauigkeitsanteile folgendermassen erklärt:

- *Precision* (Genauigkeit von Instrument und Bediener): Instrumentengenauigkeit (*instrument precision*) und Bediener-abhängige Ungenauigkeit (*uncertainty*) bestimmen, wie genau Ergebnisse dupliziert werden können.
- *Bias/Accuracy* (systematische Messabweichung) bestimmt, wie nahe die Messwerte an den idealen (fehlerfreien) Werten liegen. Häufig werden solche Abweichungen instrumentenseitig durch fehlende oder schlechte Kalibrierung, z.B. bei Temperaturschwankungen, verursacht; es gibt auch systematische Messabweichungen, die bediener- oder kalibrationsbedingt sein können.

Eine andere ISO-Vorgabe aus dem 5725-Standard [37] unterteilt den Messfehler in drei Komponenten wie folgt:

$$\text{Messwert} = m + B + e$$

Hier wird der Fehler in eine Labor-Komponente  $B$  und eine Zufalls-bedingte Komponente  $e$  unterteilt. Dies entspricht auch in etwa eher industriell gelagerten Messfehleranalysen [38], nach denen der Messfehler in ähnliche Komponenten aufgeteilt wird. Die allgemeine Form der Formulierung lautet hier auf Seite 2 der Empfehlungen folgendermassen, indem der Messfehler in einen Teil, der zufällig auftrete, und einen zweiten Teil, der systematisch auftrete, unterteilt wird:

$$\text{Messwert} = m + e_{\text{random}} + e_{\text{systematic}}$$

Auf Seite 1 derselben Empfehlung [38] wird gleichzeitig der Unterschied, und die Schwierigkeit in der Unterscheidung, zu folgender Messwertaufteilung dargelegt, wie es auch von einer Arbeitsgruppe der CIPM (Comité International des Poids et Mesures, International Committee for Weights and Measures) empfohlen wird:

$$\text{Messwert} = m + e_{\text{statistical}} + e_{\text{nonstatistical}}$$

Nach dieser Vorgabe wird der Messfehler in eine Komponente aufgeteilt, die auf nicht-statistische Weise analysiert und betrachtet wird, und eine zweite Komponente, deren Analyse Inhalt statistischer Auswertungen ist.

Die *nicht-statistischen Analysen* der entsprechenden, theoretischen Messfehlerkomponente umfassen dabei explizit folgende Punkte (siehe Seite 2, Abschnitt 4.1 der NIST-Guideline [38]):

1. frühere Messergebnisse;
2. Erfahrung oder allgemeine Kenntnisse mit Eigenschaften oder dem Verhalten von relevanten Materialien oder Instrumenten;
3. Herstellerangaben bzw. technische Angaben zu einem Gerät;
4. Daten, die in Kalibrationsmessungen oder anderen Berichten vorliegen;
5. Referenzdaten, die man aus Handbüchern ableitet.

Obschon sich nun zahlreiche Regelwerke mit der Frage beschäftigen, wie man Messfehler am besten zusammenrechnet um sie auszuweisen – etwa mittels der Wurzel aus der Summe der Quadrate –, so wird erst in einer neueren Arbeit konkret darauf hingewiesen, dass man mit so einem technischen Schwerpunkt besondere Gefahr läuft, die *korrigierbare Natur von Messfehlern bzw. Messabweichungen* zu ignorieren [39].

Auf Grundlage der Standardvorgaben sowie anschliessender Interpretations- bzw. Anwendungsvorschläge kann von uns für unser weiteres Vorgehen entnommen werden, dass zum einen Messfehler prinzipiell auf ganz unterschiedliche Weise aufgeteilt werden können, und dass zum zweiten eine sinnvolle Messfehlerunterteilung und –analyse dem spezifischen Zweck der Korrektur bzw.



Optimierung im Rahmen des Kalibriervorganges dienen muss (und nicht nur der reinen Darstellung).

*Konkrete Zurückführung eines Messfehlers auf mögliche, beeinflussbare Ursachen und Unterteilung des Messfehlers zu diesem Zweck*

Jeder reelle Messwert hängt von den Einflussgrössen bzw. Messbedingungen (siehe folgende Gleichungsbeispiele: *param*) ab. Nicht alle Einflussgrössen sind aber bekannt, und nicht alle der Einflussgrössen können durch den Untersucher kontrolliert werden. Da der im reellen Messwert enthaltene *ideale Messwert* definitionsgemäss korrekt und somit unveränderlich gegenüber Einflussgrössen oder Messbedingungen ist, sind es die Unterschiede zwischen verschiedenen Messwerten von derselben Beobachtungsgrösse, die allenfalls von den Einflussgrössen (*param*) abhängen.

Dabei ist aber auch die Annahme, dass die Messungenauigkeit *u* alleine durch Messparameter (*param*) zu beeinflussen sei, idealisiert; in Wirklichkeit setzt sich die Messungenauigkeit *u* aus mehreren Anteilen (zum Beispiel  $u_1, u_2, u_3, \dots$ ) zusammen, wobei nur ein Teil davon wirklich gut mit gewissen Messparametern korreliert (zum Beispiel  $u_1$  und  $u_2$ ), andere Messungenauigkeitsanteile dagegen weniger (zum Beispiel  $u_3, u_4$ ):

$$messwert_{reell} = f(param)$$

$$m + u = f(param)$$

$$u = f(param)$$

$$u = u_1 + u_2 + u_3 + u_4$$

$$u_1 = f_1(param_1)$$

$$u_2 = f_2(param_2)$$

$$u_3(\approx)f_3(param_x)$$

$$u_4((\approx))f_4(param_x)$$

## Überlegungen zum Kalibriervorgang

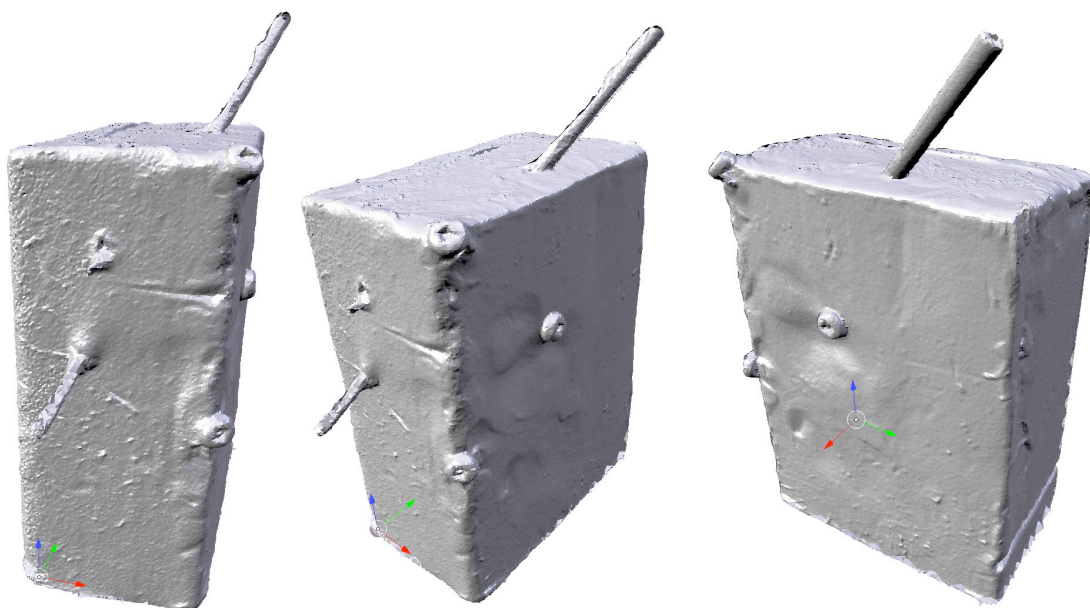
Eine *Kalibration* eines Messvorgangs – in unserem Fall die Rückprojektion und anschliessende Berechnung eines 3D-Modells – erzielt durch ein sehr gezieltes Annäherungs- oder sogar Schätzverfahren eine möglichst genaue Einstellung von Parametern, welche den Messvorgang bestimmen bzw. ansteuern. In unserem Fall ist der Messvorgang bestehend aus einer Rückprojektion mit anschliessender, automatischer Messkoordinatenableitung,

### *Kalibration mit einer Referenzmethode*

Referenzwerte aus einer Messung mit *mindestens 4-10x besserer Genauigkeit* [40] können als Grundlage für eine Genauigkeitsbestimmung einer zu prüfenden Methode – hier die Rückprojektion orthogonaler Bilder – dienen. Diese Studie wurde daher zu ihrem Ende noch durch das Beispiel eines 3D-Scans des Messgenauigkeitsdummy (Abbildung 35) ergänzt.

Das 3D-Modell wurde anhand von Messdaten eines Streifenlichtscanners (QT Sculptor, Polygon Technology, Darmstadt, Deutschland) angefertigt; das 3D-Modell wurde durch zwei Untersucher (beides Spezialisten in unterschiedlichen morphologischen Fachbereichen; Person A: Software ‚Blender‘; Person B: Software IDL) ausgemessen. Diese Messungen ergaben eine Winkelabweichung von medianen und mittleren 0.3 Grad (24 verglichene Messwerte), was gegenüber der mittels orthogonaler Rückprojektion erzielten Ungenauigkeit von 0.4 Grad (24 verglichene Messwerte) keine wesentliche Verbesserung ist. Das 3D-Datenmodell weist zwar eine bessere Detailgenauigkeit der Formdarstellung auf, aber die Messpunktgenauigkeit ist vergleichbar mit der orthogonalen Rückprojektion.

Dies bestätigt rückblickend die Entscheidung, eine möglichst robuste Selbstkalibrierung zu entwickeln. Auch ergaben theoretische Überlegungen bereits zu Beginn (siehe die unmittelbar nachfolgenden Abschnitte zu verschiedenen Messfehleroptimierungen), dass orthogonale Rückprojektionen bereits ex ante eine maximale theoretische Genauigkeit aufweist, die eben lediglich noch praktisch implementiert werden musste.



*Abbildung 35: 3D-Scan des Messgenauigkeitsdummy mit einem fotorealistischen 3D-Modell*

## Selbstkalibrierung

Die *praxisnahe Kalibrierung* durch Abgleichung zur Verfügung stehender Messungen (Selbstkalibrierung) minimiert Mess-interne Fehler durch geeignete Vergleichsverfahren, die auch ohne Referenzmethode zur Verfügung stehen.

## Messfehlercharakterisierung für Rückprojektion orthogonaler Aufnahmen

Die in IDL programmierte *Rückprojektion orthogonaler Aufnahmen* wird vor allem Fehler durch ev. schlechte Wahl des Parameters für die rekonstruktive Brennweite  $u_{focal}$ , aber voraussichtlich keine *wesentlichen* anderen Verzerrungsfehler aufweisen.

- Dies wird vor allem für Röntgenbilder der Fall sein, bei denen von einem unverzerrten Strahlengang ausgehend von einer Quelle – bzw. dem Brennfleck – bis hin auf den Film ausgegangen wird.
- Für Fotos gilt dies vor allem dann, wenn die Aufnahmen nicht zusätzlichen Linsenverzerrungen unterliegen; das ist dadurch zu erreichen, dass ein Objekt möglichst zentral und unter Vermeidung peripherer Bereiche des belichteten Bereichs positioniert und fotografiert wird (vgl. Abschnitt ab Seite 38).

Bei sehr kleinen 3D-Datenvolumen im Vergleich zur Grösse der digitalen Bilddaten könnten dazu Fehler durch eine limitierte *Auflösung der Daten* auftreten; dieser Fehler ist erst bei genügend grossen Daten-Volumen vernachlässigbar ( $u_{daten\_volumen}$ ).

Dazu wird eine sehr geringe Abweichung ( $u_{unbestimmt}$ =sehr klein), die sich nicht weiter bestimmen lässt, angenommen:

$$Messwert_{orth} = m + u_{orth} \text{ mit } u_{orth} = u_{focal} + u_{datenvolumen} + u_{unbestimmt}$$

Dabei interessiert uns der folgende Zusammenhang im Detail, den wir uns bereits a priori etwa so vorstellen können:

$$\begin{aligned} u_{datenvolumen} &= f(\text{grösse\_datenvolumen}); \\ u_{datenvolumen}(\text{zu\_kleines\_datenvolumen}) &> 0; \\ u_{datenvolumen}(\text{genügend\_grosses\_datenvolumen}) &\approx 0; \end{aligned}$$

## Messfehlercharakterisierung für photogrammetrische Rückprojektionen

Die *photogrammetrische Rückprojektion* wird auf jeden Fall *zusätzlich* zu Skalierungsfehlern und zu den Fehlern durch begrenzte Auflösung auch noch *durch schräge Projektion bedingte Verzerrungsfehler* aufweisen[23,33,34].

Eine sehr geringe, verbleibende Abweichung ( $u_{unbestimmt}$ =sehr klein), die sich nicht weiter bestimmen lässt, ist auch hier zusätzlich anzunehmen.

$$Messwert_{photogramm} = m + u_{photogramm} \qquad u_{photogramm} = u_{focal} + u_{obliq} + u_{unbestimmt}$$

## Vergleich der Messfehlercharakterisierung – orthogonale versus photogrammetrische Rekonstruktion

Es kann ex ante argumentiert werden, dass die Abweichung der orthogonalen Rückprojektionen kleiner als diejenigen der photogrammetrischen Rückprojektionen sind:

$$(u_{focal} + u_{unbestimmt}) < (u_{focal} + u_{obliq} + u_{unbestimmt}) \quad \text{mit} \quad u_{unbestimmt}=\text{sehr klein}$$

oder auch:

$$u_{obliq} > 0$$

## Messfehlercharakterisierung für direkte manuelle 3D-Koordinatenmessungen

Direkte manuelle 3D-Koordinatenmessungen enthalten Ungenauigkeiten, die darauf basieren, dass sich manuelle Messungen weder im gleichen Umfang charakterisieren oder systematisch reduzieren lassen wie die automatisch bestimmten Messdaten.

$$Messwert_{manuell} = m + u_{manuell}$$

Der Umfang der Abweichung der Messwerte und die Streuung der Messwertabweichungen wird jedenfalls für die von Hand vorgenommenen Messpunktbestimmungen grösser sein, als für die automatischen Methoden, sofern diese korrekt kalibriert werden:

$$u_{manuell} > u_{orth} \\ u_{manuell} > u_{photogramm}$$

## Reihenfolge im Vorgehen beim Vergleich der Messreihen

Die von uns verwendeten Messmethoden haben wir, wie oben bereits formelhaft dargestellt (siehe auch Abbildung 3), in Bezug auf die Suche nach optimalen Rückprojektionsparametern folgendermassen bewertet:

Messmethode	Fehler im berechneten 3D-Modell	Technischer Hintergrund	Messwertspezifizierung	Fehlerspezifizierung
1. Manuelle Messung	Unvorhersehbar in Systematik und Umfang	Individuelle Messfehler	$Messwert_{manuell} = m + u_{manuell}$	$u_{manuell} > u_{orth}$ $u_{manuell} > u_{photogramm}$
2. Photogrammetrische Rückprojektion aufgrund schräger Foto-Aufnahmen	Fehler durch falschen Parameter für die rekonstruktive Brennweite (axiale Verzerrung in den senkrecht zu den verschiedenen Bildebenen stehenden Achsen) Fehler durch falsche Rückprojektion der Winkel (zusätzlich schräge Verzerrung)	Da die Fotos bei der photogrammetrischen Rückprojektion aus für die Rückprojektion zunächst unbekannten, verschiedenen Blickwinkeln aufgenommen werden, gibt es neben dem Einzelbild-Skalierungerror noch einen kaum vorhersagbar bezifferbaren Winkel-Verzerrungs-Fehler.	$Messwert_{photogramm} = m + u_{photogramm}$	$u_{photogramm} = u_{focal} + u_{ablig} + u_{unbestimmt}$
3. Rückprojektion orthogonaler Röntgen-Bilder 4. Rückprojektion orthogonaler Fotos	Fehler durch falschen Parameter für die rekonstruktive Brennweite (axiale Verzerrung in den senkrecht zu den beiden Bildebenen stehenden Achsen)	Lediglich die Abbildungsgrösse kann hier ein Problem sein; da die Bilder praktisch ‚orthogonal‘ stehen, ist von einem minimalen Verzerrungs-Fehler durch unbekannte Winkel der Aufnahmen auszugehen.	$Messwert_{orth} = m + u_{orth}$	$u_{orth} = u_{focal} + u_{unbestimmt}$

Tabelle 7: Messmethodenbewertung in Bezug auf ihre zu erwartende Ungenauigkeit

Gründend auf konkrete Überlegungen zur Messwert- und Fehlerspezifizierung (siehe vorausgegangene Tabelle 7) gehen wir in Bezug auf die berechneten Fehler im resultierenden 3D-Modell *a priori* von einer *Überlegenheit der Rückprojektion anhand orthogonaler Aufnahmen* (Punkte 3. und 4., Tabelle 7) gegenüber der *Rückprojektion anhand photogrammetrischer Aufnahmen* oder der *manuellen Vermessung* (Punkte 1. und 2., Tabelle 7) aus.

## Anforderungen an das Gütemass für Messunterschiede bzw. Messfehler

Als Endergebnis der Messungen – der automatischen Auswertung der digitalen 3D-Modelle bzw. der manuellen Messungen am Messgenauigkeitsdummy - erhalten wir als Messergebnis Zahlenreihen, welche die 3D-Form des Messgenauigkeitsdummy möglichst gut repräsentieren sollen; die Evaluation zwischen einem geeigneten Gütemass für die 3D-Form – also die Wahl zwischen Zahlenreihen, die Winkel und Distanzen enthalten - wird weiter unten dargestellt (siehe Abschnitte ab den Seiten 119, 121 und 122).

Für jede Distanzbestimmung muss nun eine ganz exakte dreidimensionale, ideale Rückprojektion  $R_1$  dasselbe Ergebnis wie eine genauso vollkommen exakte und ideale dreidimensionale Rückprojektion  $R_2$  liefern; die Messreihen  $m$  sind dann nicht nur identisch, sie liefern auch ein optimales Gütemass zu ihrer Übereinstimmung.

$$m_{R_1 ideal} = m_{R_2 ideal}$$

$$m_{R_1 ideal} = \{d_{R_1 1}, d_{R_1 2}, \dots, d_{R_1 n}\}$$

$$m_{R_2 ideal} = \{d_{R_2 1}, d_{R_2 2}, \dots, d_{R_2 n}\}$$

$$Gütemass(\text{Übereinstimmung}[m_{R_1 ideal}, m_{R_2 ideal}]) = g[m_{R_1 ideal}, m_{R_2 ideal}] = optimal$$

Da bei realen Messreihen aber ein Messfehler  $u$  übungsbestimmend wird, ist das soeben aufgestellte Modell für den Messreihenvergleich zu ergänzen: Wir erwarten, dass das Gütemass für die Übereinstimmung ein Mass für die Grösse der Abweichungen  $u$  ist; dabei soll das Gütemass etwa proportional zur Summe aller Messwert-Abweichungen  $u$  sein; dh. für kleine Messwertabweichungen soll das Gütemass konsistent einen anderen Wert als für grosse Messwertabweichungen liefern:

$$m_{R_1 realistisch} = \{d_{R_1 1} + u_{R_1 1}, d_{R_1 2} + u_{R_1 2}, \dots, d_{R_1 n} + u_{R_1 n}\}$$

$$m_{R_2 realistisch} = \{d_{R_2 1} + u_{R_2 1}, d_{R_2 2} + u_{R_2 2}, \dots, d_{R_2 n} + u_{R_2 n}\}$$

$$Gütemass(\text{Übereinstimmung}[m_{R_1 realistisch}, m_{R_2 realistisch}]) = g[m_{R_1 realistisch}, m_{R_2 realistisch}] = f\left(\sum_{i=1}^n u_{R_1 i}, \sum_{j=1}^n u_{R_2 j}\right)$$

Es geht nun um die Frage, welche Funktion als Gütemass  $g[..]$  zu verwenden ist. Bei dieser Frage ist von Interesse, welche Funktionen überhaupt in Frage kommen, und dann, welche für unsere Zwecke am besten geeignet sind. Dazu sind spezifische Überlegungen und Untersuchungen notwendig.

Für Koordinatenmessungen – und darum geht es ja in dieser Anwendung – sind Messwertabweichungen grundsätzlich als unabhängig vom numerischen Koordinatenmesswert zu betrachten, da die Position des Nullpunkts und der absolute Zahlenwert der x-/y-/z-Koordinaten arbiträr sind. Eine Abhängigkeit der Messgenauigkeit vom absoluten Messwert (x-, y- oder z-Koordinatenwert) [41] ist in unserem Fall nicht begründbar - vielmehr ist ja die konkrete Lokalisierung eines bestimmten Null-Punkts innerhalb eines willkürlich oder zufällig platzierten Koordinatensystems arbiträr (und somit auch die numerische Grösse, die die x-, y- oder z-Koordinaten eines bestimmten Raumpunktes haben), und auch das Ausmass

eines bestimmten Winkels ist nicht für die konkrete Anforderung an dessen Genauigkeit bestimmend.

Aus diesem Grund schliessen wir, dass das Gütemass der Übereinstimmung *keinesfalls* von den idealen Messwerten (wohl aber von den reellen, da diesen ja der Messfehler  $u$  innewohnt) abhängen darf:

$$g[m_{R_1,ideal}, m_{R_2,ideal}] \neq f\left(\sum_{i=1}^n d_{Ri}\right)$$

Weil nun ein Referenzwert für unseren Untersuchung nicht vorhanden ist, steht fest, dass der Messirrtum  $u_{Rx}$  zwischen zwei vergleichbaren Messwerten  $m_{R1}$  und  $m_{R2}$  liegt, ohne diesen konkret zugeordnet werden zu können; immerhin ist die Messgenauigkeit dann als am besten anzunehmen, wenn  $m_{R1} = m_{R2}$ , so dass der verbleibende Messfehler als eine direkte Funktion der Messwertdifferenz angesehen werden kann, und der Messfehler wenigstens auf den Vergleich von zwei Messreihen, z.B. R1 und R2, bezogen werden kann:

$$u_{R12} = f(m_{R1} - m_{R2}).$$

### *Instabilitäten*

Die Abgrenzung zwischen mathematischer, numerischer und algorithmischer Instabilität ist im Grunde fließend, und je nach Situation sind etwa die Rechenergebnisse eines potentiell instabilen Algorithmus durch geeignete Einschränkung der Parameter zu stabilisieren – oder aber durch bessere mathematische Umsetzung des zu lösenden Problems.

Auch wenn die Mathematik als genaue Wissenschaft gilt, so kann man mit mathematischen Modellen doch auch daneben rechnen. Das ist von Bedeutung, wenn wir uns um die Frage kümmern möchten, welches Gütemass für die Modellierung unserer Messfehler am besten geeignet ist.

### **Mathematische Instabilität (*mathematical instability*)**

Formeln modellieren die Realität auf eine bestimmte Weise, und mitunter kann dieselbe Modellierung auch auf alternative, andere Art und Weise vorgenommen werden. Besonders wenn reale Aufgabenstellungen angenähert werden sollen, und man mit bestimmten Formeln gute Ergebnisse hat, heisst das nun nicht, dass diese *unter allen Umständen* gute Ergebnisse liefern.

Jedenfalls legt man sich einmal auf bestimmte Modellierungen fest, und muss dann überprüfen, ob die Ergebnisse auch den auf ein zugrundeliegendes Konzept

begründete Erwartungen entspricht. Eine solche mathematische Modellierung kann nun aber derart von den Erwartungen abweichen, dass man von mathematischer Instabilität reden kann.

In anderen Worten, wenn die mathematischen Ideen und Ausformulierungen derart sind, dass sie resultierende Instabilitäten (Abweichung von erklärbarer Erwartung zu Rechenergebnis) begründen, so handelt es sich um eine mathematische - und keine numerische oder durch einen bestimmten Algorithmus bedingte - Instabilität. Beispielsweise kann man die Abhängigkeit der Leistung eines Benzinmotors von der Drehzahl schon mit einer linearen Funktion anzugeben versuchen, und wenn man sich auf einen ganz bestimmten Drehzahlbereich beschränkt, stimmt das vielleicht auch ungefähr – findet man dann aber heraus, dass diese Abhängigkeit *nicht* linear ist, so hat man eventuell eine schlecht geeignete Formel, das Ergebnis ist nicht stabil – dh. es stimmt für gewisse Parameterbereiche nicht oder nur schlecht -, und man muss sich ein anderes Konzept überlegen. Dabei ist die Notwendigkeit, ein Konzept zu ändern, etwa von der tatsächlichen Bedeutung des Fehlers abhängig, den eine solche Instabilität verursacht.

Man muss dann eine andere mathematische Modellierung suchen. Diese Art der Instabilität liegt nahe der konzeptuellen Instabilität: man hat ein Konzept, aber dieses liefert eventuell den Erwartungen nicht entsprechende Ergebnisse. Abhängig von der tatsächlichen Bedeutung der Abweichung muss man dann ein anderes Konzept suchen.

#### **Instabiler Algorithmus (*ill-conditioning*)**

Bevor ein Computer eine mathematische Aufgabe lösen kann, muss diese als Rechenanweisung umgesetzt werden. Solche Umsetzungen bezeichnet man auch als Algorithmus.

Nicht alle Algorithmen *berechnen* eine mathematische Formel. Manche mathematische Probleme sind so schwierig oder zeitaufwendig, dass man einen Algorithmus sucht, mit dem man diese sinnvoll *annähern* kann. Algorithmen bedienen sich also durchaus gewisser Abkürzungsverfahren oder Tricks, um Aufwand und Rechenzeit niedrig zu halten, oder um die Genauigkeit an relevanten Stellen zu erhöhen.

Normalerweise haben kleine Änderungen in den Ausgangsdaten oder in den initialen Parametern kleine Änderungen in den Ergebnissen zur Folge; bei instabilen Algorithmen können dann sehr kleine Änderungen der Parameter grosse Schwankungen der Ergebnisse verursachen, die nicht beabsichtigt sind. Weichen die von einem Algorithmus ermittelten Ergebnisse von den mathematisch bestimmbaren Ergebnissen erheblich ab, so handelt es sich eventuell um einen instabilen Algorithmus. Etwa bei falscher Schrittgrösse in Rechenschlaufen, bei



falschen Grenzwerten, können bei instabilen Algorithmen unvorhergesehene Ergebnisse entstehen.

Ein Algorithmus ist gelegentlich auch deswegen instabil, weil mathematische Instabilitäten dazu führen, dass numerische Instabilitäten übungsentscheidend werden; es kann daher sinnvoll sein, zur effizienten Implementierung eines Algorithmus ein mathematisches Problem noch einmal - neu - aufzusetzen, Problembereiche zwischen Mathematik und Numerik zu orten, und wo möglich, zu lösen.

#### **Numerische Instabilität (numerical instability)**

Numerische Instabilität bedeutet, dass die Weiterverwendung von Rechenergebnissen nicht geht, weil diese, in irgendeiner Form sehr nahe Null sind. Bei digitalen Rechnern wird die noch rechenbare höchste Nähe zu Null mit dem Maschinen-Epsilon charakterisiert.

Das Maschinenepsilon ist in der Fließkommaarithmetik die kleinste Zahl, die man zu 1 addieren kann, um eine Zahl grösser als 1 zu erhalten. Für uns betrug das Maschinenepsilon  $\epsilon_{\text{single precision}} \approx 5.96 \cdot 10^{-8}$  und  $\epsilon_{\text{double precision}} \approx 1.11 \cdot 10^{-16}$  (IDL 6.2, 32-bit, Mac OS X).

Aus dieser realen Limitierung können gelegentlich Fehlberechnungen entstehen, vor allem indem es zu einer nicht mehr möglichen Unterscheidbarkeit (dh. falschen Gleichheit) kommt.

Iterative Schleifen, also Rechenschleifen mit Wiederverwendung vorher ermittelter Rechen-Ergebnisse, können dann zu kaum vorhersagbar instabilen Ergebnissen tendieren, wenn die zunehmende, konsequente Aufsummierung von Rechenfehlern relevant wird - ohne dass dabei der Algorithmus selbst, oder die zugrundeliegende mathematische Überlegung, diesen Rechenfehler begründen würde.

### *Auswahl von in Frage kommenden Gütemassen zur Quantifizierung des Unterschieds bzw. der Übereinstimmung zwischen Messreihen*

Währenddem verschiedene Gütemasse aus der Statistik zur Verfügung stehen, kann man unterschiedlich vorgehen, um sich von diesen eines für die eigene Arbeit auszusuchen.

Wegleitend für die Strategie der Methodensuche könnte etwa eine Überlegung analog *Daubert vs. Frye*<sup>6</sup> sein.

- Danach könnte zum einen eine etablierte, in wissenschaftlichen Artikeln aufbereitete und von Fachgesellschaften oder Standardisierungs-Richtlinien empfohlene Methode verwendet werden (*Frye*).
- Zum anderen könnte der konkrete Nachweis gesucht werden, welche nun wirklich diejenige Methode ist, welche im konkreten Fall nachvollziehbar korrekte Ergebnisse ermittelt, die (a) relevant ist, und die (b) zuverlässig funktioniert (*Daubert*).

Folgt man dem Standard nach *Frye*, so würden wir hier nicht diese Methode evaluieren, sondern etwa den ISO-Empfehlungen folgend mit einer gewichteten Form der linearen Regression arbeiten.

Da *Frye* aber seit 1993 als nicht mehr etabliertes Methodenauswahlverfahren anzusehen ist, evaluieren wir gemäss *Daubert* die einzelnen Gütemassbestimmungsmethoden auf ihre Tauglichkeit für unsere spezifischen Anforderungen.

Wenn die Meinung vertreten wird, dass die korrekte Bezeichnung eines *konkreten Gütemasses* für die Messreihenübereinstimmung, 'schwer fassbar' (*elusive*) [42] sei, so ist das höchstens eine unter nicht weiter spezifizierten Anwendungsbedingungen ganz allgemein gültige Einsicht.

Es lässt sich für unser Problem mittels geeigneter Überlegungen und Tests sehr wohl prüfen, welches Gütemass sich zur messwert-unabhängigen Quantifizierung der Messwertabweichung am besten eignet und welches Gütemass weniger gut geeignet ist.

Als Gütemasse zur Messreihenkalibrierung werden in der Messwertkalibration insbesondere eingesetzt:

---

<sup>6</sup> [http://en.wikipedia.org/wiki/Daubert\\_Standard](http://en.wikipedia.org/wiki/Daubert_Standard) - siehe auch den Abschnitt „Diskussion“ dieser Arbeit.

- die **lineare Regression** [37,42-45]; der Koeffizient kann nach der folgenden Gleichung [46] bestimmt werden:

$$g[m_{R1_{\text{realistisch}}}, m_{R2_{\text{realistisch}}}] = r = \frac{\sum_{i=1}^N m_{R1i} m_{R2i} - \frac{\sum_{i=1}^N m_{R1i} \sum_{i=1}^N m_{R2i}}{N}}{\sqrt{\left( \sum_{i=1}^N m_{R1i}^2 - \frac{\sum_{i=1}^N m_{R1i}^2}{N} \right) \left( \sum_{i=1}^N m_{R2i}^2 - \frac{\sum_{i=1}^N m_{R2i}^2}{N} \right)}}$$

oder

$$g[m_{R1_{\text{realistisch}}}, m_{R2_{\text{realistisch}}}] = r = \frac{\sum_{i=1}^N (m_{R1i} - \bar{m}_{R1})(m_{R2i} - \bar{m}_{R2})}{\sqrt{\sum_{i=1}^N (m_{R1i} - \bar{m}_{R1})^2 \sum_{i=1}^N (m_{R2i} - \bar{m}_{R2})^2}}$$

- die **gewichtete, lineare Regression** [37,47] – gegen deren konkrete Evaluation und Anwendung spricht u.a., dass die Gewichtung für ein konkretes Problem nie auf als korrekt bekannten Gewichtungsfaktoren beruht, sondern auf ev. schwer verifizierbaren Annahmen, die teils aus der Messgerätestestung, teils aus anderen Vortesten stammen [35,37];

$$g[m_{R1_{\text{realistisch}}}, m_{R2_{\text{realistisch}}}] = r = \frac{\sum_{i=1}^N w_i (m_{R1i} - \bar{m}_{R1})(m_{R2i} - \bar{m}_{R2})}{\sqrt{\sum_{i=1}^N w_i (m_{R1i} - \bar{m}_{R1})^2 \sum_{i=1}^N w_i (m_{R2i} - \bar{m}_{R2})^2}}$$

Dabei verwenden wir nachfolgend eine Gewichtung  $w$ , die mit dem idealen Messwert  $m_{R1i}$  korreliert.

- der **Least-Square-Fit** (der als ‚relativ konstant‘ gilt in Bezug auf die Stabilität der Abstandsmasse im Vergleich zum linearen Korrelationskoeffizienten [48]) und der **Least-Absolute-Deviation-Fit** [49] funktionieren ähnlich; bei beiden wird nach Definition der Liniengleichung (in der Form  $y=ax+b$ ) als Gütemass die Summe der verbleibenden Residuen ermittelt.

Der einzige Unterschied der beiden nachfolgenden Gleichungen [49] ist der Wert, der für  $p$  eingesetzt wird (*L-Norm, Minkowski-Norm*).

*Least Absolute Deviation -Fit:*

$$m_{R2_i} = am_{R1_i} + b$$

$$\text{Min}(S) = \min_{a,b} \left[ \sum_{i=1}^N |m_{R2_i} - (am_{R1_i} + b)|^p \right]^{\frac{1}{p}}$$

*LeastAbsoluteDeviation* :  $p = 1$

*Least Square Fit*:

$$m_{R2_i} = am_{R1_i} + b$$

$$\text{Min}(S) = \min_{a,b} \left[ \sum_{i=1}^N |m_{R2_i} - (am_{R1_i} + b)|^p \right]^{\frac{1}{p}}$$

*LeastSquare* :  $p = 2$

- **Distanzmass mit City-Block** (Synonyma: Manhattan-Metrik, Taxicab-Metrik,  $L_1$ -Distanz) -Metrik[42];

$$\left( \sum_{i=1}^N |m_{R2_i} - m_{R1_i}|^p \right)^{\frac{1}{p}} \text{ mit } p=1$$

- **Distanzmass euklidische Distanz** (Synonyma:  $L_2$ -Metrik)[42]; siehe auch den Abschnitt 5.3 Performance metrics bei Willson[50];

$$\left( \sum_{i=1}^N |m_{R2_i} - m_{R1_i}|^p \right)^{\frac{1}{p}} \text{ mit } p=2$$

*Abhängigkeit verschiedener Gütemasse von der Stelle, an der sich ein Messfehler in einer Messreihe befindet*

Um herauszufinden, welche Gütemasse sich vom Konzept her eignen, da sie gute Ergebnisse erzielen, prüfen wir die Übereinstimmung von Gütemassen mit den von uns formulierten Anforderungen an diese (siehe auch Abschnitt ab Seite 87).

#### Einfacher Messfehler auf künstlich genauer Messreihe

Wir haben eine konkrete Zahlenreihe  $m_{ideal}$  so erstellt, dass sie Abweichungen sehr leicht erkennen lässt. Man könnte ja nun irgendeine beliebige Zahlenreihen hernehmen – weiter unten tun wir das auch -, aber zu Beginn ist es besonders instruktiv, eine Zahlenreihe zu verwenden, die eine Abweichung sehr einfach erkennbar macht. Dazu bietet sich eine simple Zahlenfolge an.

$$m_{ideal} = \{1,2,3,4,5,6,7,8,9,10\}$$

Um die Abhängigkeit des Gütemasses für die Übereinstimmungen zwischen idealer Messreihe einerseits, und fehlerhaften Messreihen andererseits zu prüfen, wird zunächst für die Position  $p_i$  (für  $i = 1..10$ ) jeweils eine Abweichung der Grösse  $u$  vorgenommen. So entstehen verschiedene Messreihen, die alle gleichermassen fehlerbehaftet sind:

$$\begin{aligned} m_{p_1} &= \{1 + u, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10\} \\ m_{p_2} &= \{1, 2 + u, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10\} \\ m_{p_3} &= \{1, 2, 3 + u, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10\} \\ m_{p_4} &= \{1, 2, 3, 4 + u, 5, 6, 7, 8, 9, 10\} \\ m_{p_5} &= \{1, 2, 3, 4, 5 + u, 6, 7, 8, 9, 10\} \\ m_{p_6} &= \{1, 2, 3, 4, 5, 6 + u, 7, 8, 9, 10\} \\ m_{p_7} &= \{1, 2, 3, 4, 5, 6, 7 + u, 8, 9, 10\} \\ m_{p_8} &= \{1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8 + u, 9, 10\} \\ m_{p_9} &= \{1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9 + u, 10\} \\ m_{p_{10}} &= \{1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10 + u\} \end{aligned}$$

Es ist einfach ersichtlich, dass der Messfehler  $u$ , der sich auf den Messreihen  $m_{p_i}$  ( $i=1,..,10$ ) an jeweils unterschiedlicher Position  $p_i$  befindet, stets gleich gross ist (er beträgt  $u$ )!

Trägt man diese ideale Messreihe  $m$  und eine mit Fehler besetzte Messreihe  $m_{pi}$  gegeneinander auf, so sieht man grafisch, was soeben in den aufgestellten Formeln abstrakter dargestellt wurde:

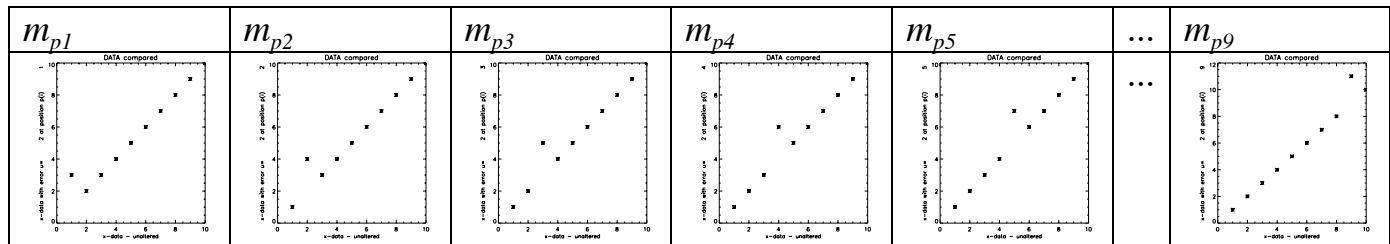


Tabelle 8: ideale Messreihe (x-Achse) gegen fehlerhafter Messreihe (y-Achse).

Berechnet man nun das Gütemass  $g$  der Übereinstimmungen  $g[m_1, m_{pi}]$  für alle  $p_i$  (hier:  $i = [1, \dots, 10]$ ), so lässt sich überprüfen, ob das gewählte Gütemass  $g$  von der Position  $p_i$  des Messfehlers  $u$  innerhalb der Messreihe  $m_p$  abhängt.

Für unsere Fragestellung ist das Gütemass  $g(p)$  für die Übereinstimmung zwischen  $m_{ideal}$  und  $m_{pi}$  idealerweise für alle  $p_i$  ( $i=1, \dots, 10$ ) *gleich gross*, da ja die Abweichung  $u$  in ihrem Absolutwert nicht positionsabhängig ist. In anderen Worten, ein für uns taugliches Gütemass  $g(p)$  für die Messreihenkalibrierung hängt überhaupt nicht von der Position  $p$  innerhalb Messreihe  $m_p$  ab.

Wir ermitteln also sechs verschiedene (vgl. Abschnitt ab Seite 92), in der Messreihenkalibrierung bekannte und für diese Anwendung bereits beforschte Formeln für das Gütemass  $g(p) = [g(m, m_{p1}), g(m, m_{p2}), \dots, g(m, m_{p10})]$ , und stellen das Ergebnis in Diagrammen grafisch dar (x-Achse:  $p$ , y-Achse:  $g(p)$ ).

Zur Bewertung der Rechenergebnisse wird ausserdem die Fläche zwischen der Kurve  $g(p)$  und dem Minimalwert  $\text{MIN}(g(p))$  bestimmt; idealerweise beträgt dieser Wert 0.

Im nachfolgenden werden die vergleichenden Rechenergebnisse übersichtlich dargestellt (x-Achse: Position  $p_i$  der Fehlerabweichung  $u$  innerhalb Messreihe  $m$ ; y-Achse: Gütemass  $g(p_i)$ ). Dabei wurde nur die Grösse des Messfehlers  $u$  (siehe die nachfolgenden Tabellen, links oben) variiert; er nimmt über die Reihenfolge der nachfolgenden Tabellen zu.

Technisch ist anzumerken, dass die y-Achse auf den Datenbereich, wenigstens aber auf einen kleinsten Bereich (*yrange*) von etwa  $2 \cdot 10^{-14}$  skaliert wurde, was in der numerischen Beschriftung der y-Achsen nicht mehr Ausdruck findet; das Maschinenepsilon betrug  $\epsilon_{\text{single precision}} \approx 6 \cdot 10^{-8}$  und  $\epsilon_{\text{double precision}} \approx 1 \cdot 10^{-16}$ ; kleinere Werte für die y-Achsen-skalierung verursachten ausserdem Probleme bei der Darstellung.

Die Vergleiche der Gütemasse zeigen, dass lediglich Distanzmasse (Cityblock, Euklidische Distanz) positionsunabhängig vom Fehlerort innerhalb der Messreihe sind. Alle anderen Gütemasse sind in unterschiedlichem Ausmass davon abhängig, wo in der Messreihe sich der (hier stets gleich grosse) Messfehler befindet.

[Rest der Seite leer]

$u=2$	Linearer Korrelationskoeffizient	Gewichteter linearer Korrelationskoeffizient	Distanzmass City-Block	Distanzmass euklidische Distanz	Least Absolute Deviation	Least Square Fit
y-Achsen- Skalierung: Übersicht						
y-Achsen- Skalierung: Vergrößerung						
y-Achsen- Skalierung: Detail						
y-Achsen- Skalierung: größtes Detail						
Integral zwischen Kurve und minimaler Horizontale r	0.023195512	0.082343602	0.0000000	0.0000000	0.00077820257	0.75700400
Beurteilung	deutliche Abhängigkeit	deutliche Abhängigkeit	nicht abhängig	nicht abhängig	geringe Abhängigkeit	deutliche Abhängigkeit

Tabelle 9: Abhängigkeit von Gütemassen (linearer Korr.-koeffizient, Distanzmasse City-Block und eukl. Distanz) von der Position einer bestimmten Messwertabweichung  $u=2$  in Abhängigkeit von der Position  $p$  (x-Achse) innerhalb einer Messreihe  $m = [1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10]$ .



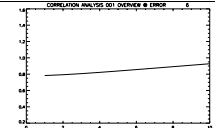
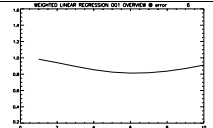
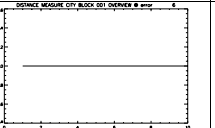
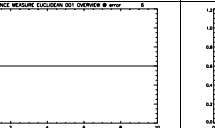
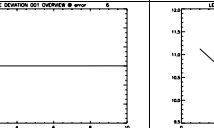
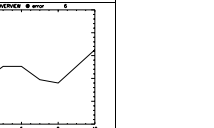
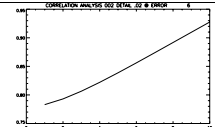
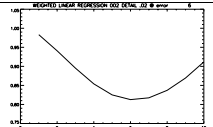
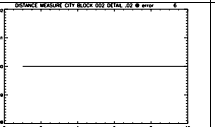
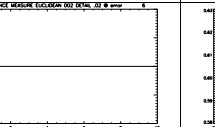
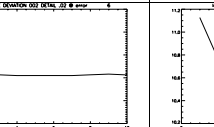
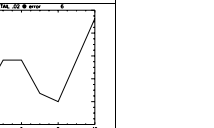
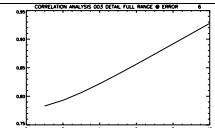
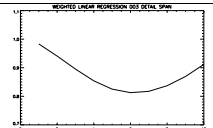
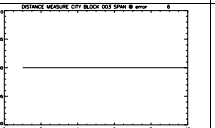
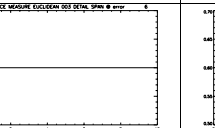
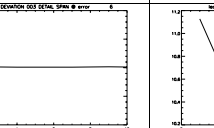
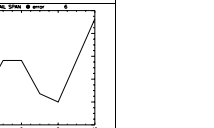
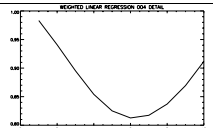
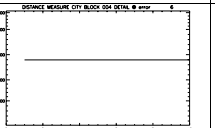
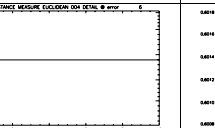
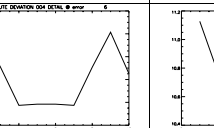
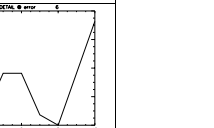
$u=6$	Linearer Korrelationskoeffizient	Gewichteter linearer Korrelationskoeffizient	Distanzmass City- Block	Distanzmass euklidische Distanz	Least Absolute Deviation	Least Square Fit
y-Achsen- Skalierung: Übersicht						
y-Achsen- Skalierung: Vergrößerung						
y-Achsen- Skalierung: Detail						
y-Achsen- Skalierung: grösstes Detail						
Integral zwischen Kurve und minimaler Horizontaler Beurteilung	0.59939993	0.47751876	0.0000000	0.0000000	0.0023346077	2.2710120
	deutliche Abhängigkeit	deutliche Abhängigkeit	nicht abhängig	nicht abhängig	geringe Abhängigkeit	deutliche Abhängigkeit

Tabelle 10: Abhängigkeit von Gütemassen (linearer Korr.-koeffizient, Distanzmasse City-Block und eukl. Distanz) von der Position einer bestimmten Messwertabweichung  $u=6$  in Abhängigkeit von der Position  $p$  (x-Achse) innerhalb einer Messreihe  $m=[1,2,3,4,5,6,7,8,9,10]$ .

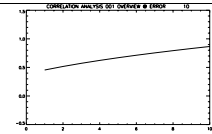
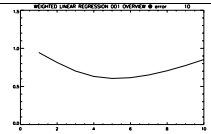
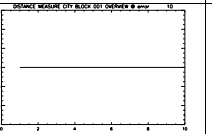
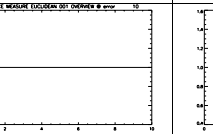
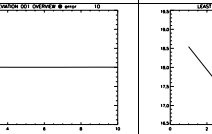
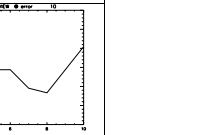
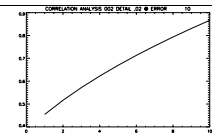
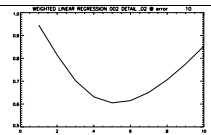
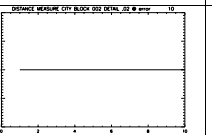
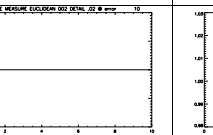
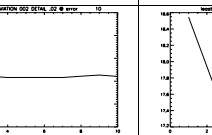
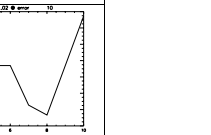
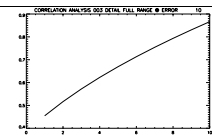
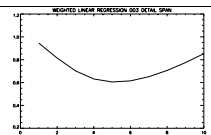
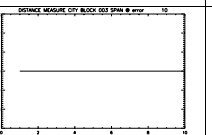
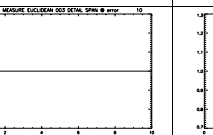
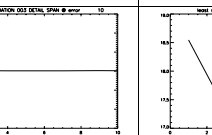
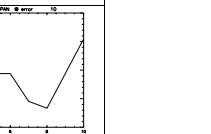
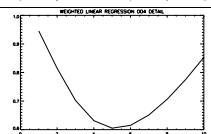
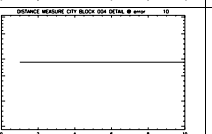
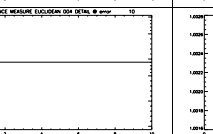
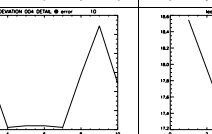
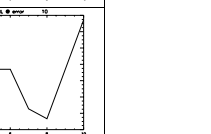
$u=10$	Linearer Korrelationskoeffizient	Gewichteter linearer Korrelationskoeffizient	Distanzmass City-Block	Distanzmass euklidische Distanz	Least Absolute Deviation	Least Square Fit
y-Achsen-Skalierung: Übersicht						
y-Achsen-Skalierung: Vergrößerung						
y-Achsen-Skalierung: Detail						
y-Achsen-Skalierung: grösstes Detail						
Integral zwischen Kurve und minimaler Horizontaler	2.0439021	0.936198925	0.0000000	0.0000000	0.0038910129	3.7850200
Beurteilung	deutliche Abhängigkeit	deutliche Abhängigkeit	nicht abhängig	nicht abhängig	geringe Abhängigkeit	deutliche Abhängigkeit

Tabelle 11: Abhängigkeit von Gütemassen (linearer Korr.-koeffizient, Distanzmasse City-Block und eukl. Distanz) von der Position einer bestimmten Messwertabweichung  $u=10$  in Abhängigkeit von der Position  $p$  ( $x$ -Achse) innerhalb einer Messreihe  $m = [1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10]$ .

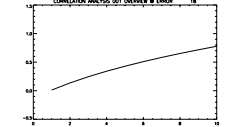
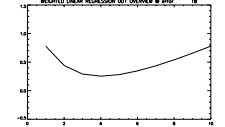
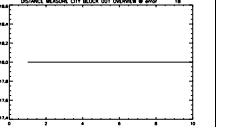
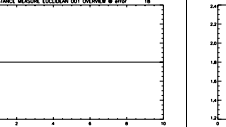
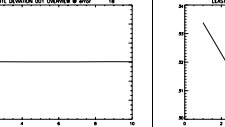
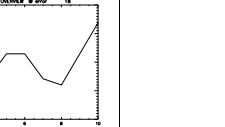
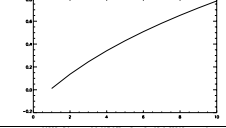
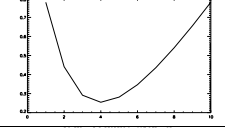
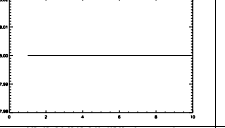
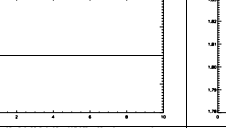
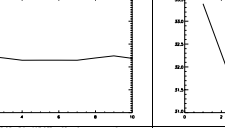
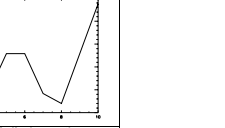
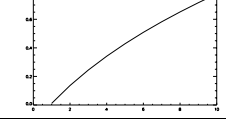
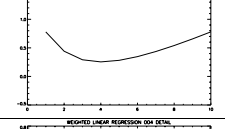
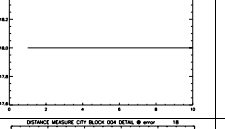
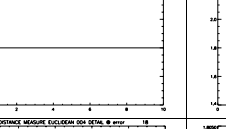
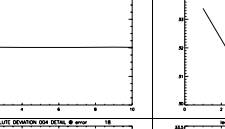
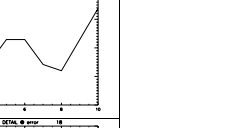
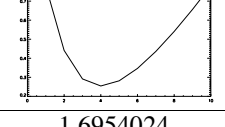
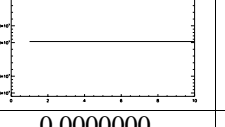
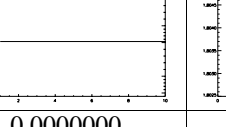
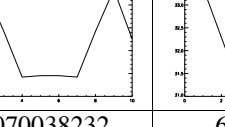
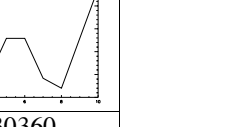
$u=18$	Linearer Korrelationskoeffizient	Gewichteter linearer Korrelationskoeffizient	Distanzmass City-Block	Distanzmass euklidische Distanz	Least Absolute Deviation	Least Square Fit
y-Achsen-Skalierung: Übersicht						
y-Achsen-Skalierung: Vergrößerung						
y-Achsen-Skalierung: Detail						
y-Achsen-Skalierung: grösstes Detail						
Integral zwischen Kurve und minimaler Horizontaler Beurteilung	3.9089245	1.6954024	0.0000000	0.0000000	0.0070038232	6.8130360
	deutliche Abhängigkeit	deutliche Abhängigkeit	nicht abhängig	nicht abhängig	geringe Abhängigkeit	deutliche Abhängigkeit

Tabelle 12: Abhängigkeit von Gütemassen (linearer Korr.-koeffizient, Distanzmasse City-Block und eukl. Distanz) von der Position einer bestimmten Messwertabweichung  $u=18$  in Abhängigkeit von der Position  $p$  ( $x$ -Achse) innerhalb einer Messreihe  $m = [1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10]$ .

Die nachfolgende Tabelle stellt in den einzelnen Diagrammen in der x-Achse die Grösse des Messfehler  $u$  dar, und in der y-Achse die Grösse des mittleren, minimalen und maximalen Gütemasses  $g$ . Dabei sticht ins Auge, dass gerade der lineare Korrelationskoeffizient recht weite Variationen aufweist, die von der Position des Messfehlers innerhalb der Messreihe abhängen, währenddem die anderen Gütemasse zumindest mit der Grösse des Messfehlers einigermaßen stabil korrelieren.

Der lineare Korrelationskoeffizient, mit oder ohne Gewichtung, ist offensichtlich ein vollkommen ungeeignetes Mass für koordinatenunabhängige Messreihenungenauigkeiten, da dieser Wert zum einen keine lineare – sondern eine eher sigmoide Abhängigkeit von der Messfehlergrösse aufweist, zum zweiten erheblich messfehlerpositionsabhängig ist und in dieser Abhängigkeit mit zunehmender Fehlergrösse ganz erheblich schwankt. Das gilt auch für den gewichteten Korrelationskoeffizienten.

Der Least Squares Fit und die Least Absolute Deviation weisen eine recht genau lineare Beziehung zum Messfehler  $u$  auf; Ungenauigkeiten sind aber vorhanden (siehe auch die vorausgegangenen Tabellen).

City-Block-Distanz und Euklidische Distanz sind die am besten mit Messfehler  $u$  korrelierenden Gütemasse.

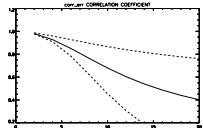
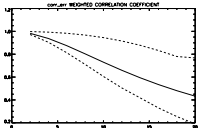
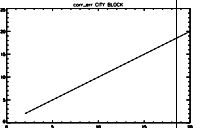
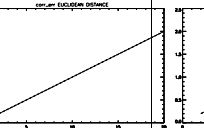
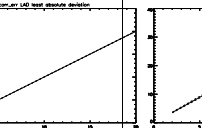
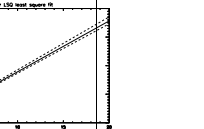
x-Achse: $u$ y-Achse: $g$	g: Linearer Korrelationskoeffizient	G: Gewichteter linearer Korrelationskoeffizient	g: Cityblock- Distanz	g: Euclidean Distance	g: Least Absolute Deviation	g: Least Squares Fit
Diagramm						
Beurteilung	deutlich instabil	deutlich instabil	stabil	stabil	stabil	recht stabil

Tabelle 13: Abhängigkeit der Gütemasse  $g(p_i)$  von der Grösse des Messfehler  $u$ ; wenn der Messfehler  $u$  positionsabhängig variiert, so wird neben seinem arithmetischen Mittel (mean; solide Linie) auch minimales und maximales Rechenergebnis für das Gütemass  $g(p)$  angegeben. x-Achse:  $u$ ; y-Achse:  $g(p)$  (mean: solide Linie; min/max: gestrichelte Linien)



Wir sehen nun, dass die Abhängigkeit eines Gütemasses von der Position eines Messfehlers innerhalb einer Messreihe abhängig sein kann, und dass dies für unsere Beurteilung des Gütemasses von Bedeutung sein muss, wenn wir ein positionsunabhängiges Gütemass als Anforderung formulieren.

### Zweifacher Messfehler auf künstlich genauer Messreihe

Es geht als nächstes um die Frage, ob ein Messfehler  $u$  durch das Gütemass  $g$  auch *dann* adäquat bewertet wird, wenn dieser nicht nur an einer einzigen Stelle in den Messdaten vorliegt, sondern verteilt an verschiedenen Positionen  $p_i$  ( $i=[a,b]$ ) mit  $[a,b] = [x \mid x=1,2,3,4,5,6,7,8,9,10]$ .

Dazu verwenden wir nun eine Aufstellung von Messreihen wie folgt, wobei der Messfehler  $u$  zur einen Hälfte durch die Messreihenpositionen wandert, zur anderen Hälfte an der Stelle des sechsten Messwerts :

$$m_{p1} = \{1 + \frac{u}{2}, 2, 3, 4, 5, 6 + \frac{u}{2}, 7, 8, 9, 10\}$$

$$m_{p2} = \{1, 2 + \frac{u}{2}, 3, 4, 5, 6 + \frac{u}{2}, 7, 8, 9, 10\}$$

$$m_{p3} = \{1, 2, 3 + \frac{u}{2}, 4, 5, 6 + \frac{u}{2}, 7, 8, 9, 10\}$$

$$m_{p4} = \{1, 2, 3, 4 + \frac{u}{2}, 5, 6 + \frac{u}{2}, 7, 8, 9, 10\}$$

$$m_{p5} = \{1, 2, 3, 4, 5 + \frac{u}{2}, 6 + \frac{u}{2}, 7, 8, 9, 10\}$$

$$m_{p6} = \{1, 2, 3, 4, 5, 6 + u, 7, 8, 9, 10\}$$

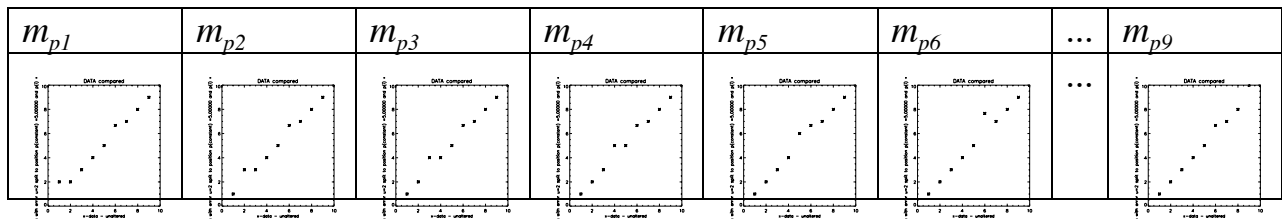
$$m_{p7} = \{1, 2, 3, 4, 5, 6 + \frac{u}{2}, 7 + \frac{u}{2}, 8, 9, 10\}$$

$$m_{p8} = \{1, 2, 3, 4, 5, 6 + \frac{u}{2}, 7, 8 + \frac{u}{2}, 9, 10\}$$

$$m_{p9} = \{1, 2, 3, 4, 5, 6 + \frac{u}{2}, 7, 8, 9 + \frac{u}{2}, 10\}$$

$$m_{p10} = \{1, 2, 3, 4, 5, 6 + \frac{u}{2}, 7, 8, 9, 10 + \frac{u}{2}\}$$

Dieselben Daten sehen in der grafischen Darstellung dann etwa so aus:



*Tabelle 14: : ideale Messreihe (x-Achse) gegen fehlerhafter Messreihe (y-Achse).*

Die geteilte Einbringung von Fehlerwerten, deren Summe  $u$  ist, indem man an einer Stelle ( $p=6$ ) fix  $\frac{u}{2}$ , und zudem durchlaufend an den Stellen  $p_i$  (mit  $i=1..10$ )  $\frac{u}{2}$  zur idealen Messreihe  $m = [1,2,3,4,5,6,7,8,9,10]$  addiert, führt so zu Messreihen, die man mit der idealen Messreihe ( $m=[1,2,3,4,5,6,7,8,9,10]$ ) unter Verwendung verschiedener, grundsätzlich in Frage kommender Gütemasse vergleichen kann.

Beim linearen Korrelationskoeffizienten, beim gewichteten linearen Korrelationskoeffizienten und beim Least Square Fit hängt das Gütemass – bei gleichem totalen Messfehler ( $u=4$ !) deutlich von der Position der Messfehler innerhalb der Messreihe  $m$  ab. Aber auch die euklidische Distanz reflektiert den stets konstanten Summenwert des Fehlers  $u$  (siehe nachfolgendes Beispiel mit  $u=4$ ) nur ungenau; die Abweichung des Gütemasses von der erwarteten horizontalen Linie ist auch bei der euklidischen Distanz erheblich.

Unabhängig von der konkreten Messfehlerposition innerhalb der Messreihe funktioniert lediglich die Cityblock-Distanz; noch ‚relativ‘ genau ist die Least Absolute Deviation.



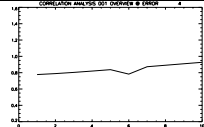
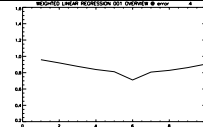
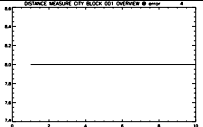
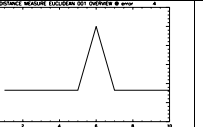
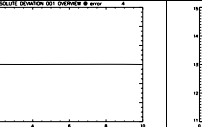
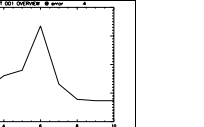
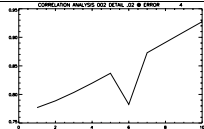
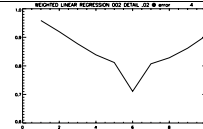
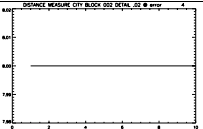
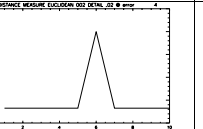
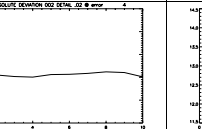
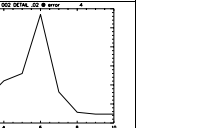
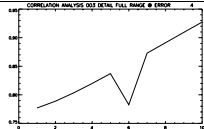
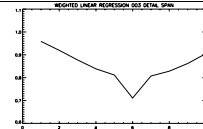
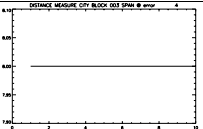
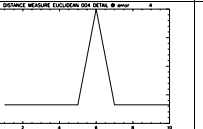
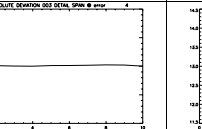
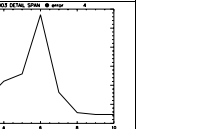
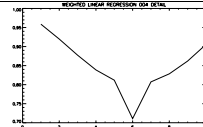
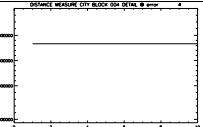
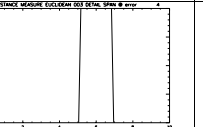
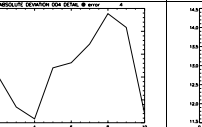
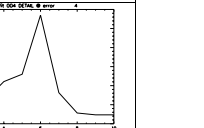
$u=4$	Linearer Korrelationskoeffizient	Gewichteter linearer Korrelationskoeffizient	Distanzmass City-Block	Distanzmass euklidische Distanz	Least Absolute Deviation	Least Square Fit
y-Achsen-Skalierung: Übersicht						
y-Achsen-Skalierung: Vergrößerung						
y-Achsen-Skalierung: Detail						
y-Achsen-Skalierung: grösstes Detail						
Integral zwischen Kurve und minimaler Horizontaler	0.56420397	1.1841500	0.0000000	1.6722835	0.010282079	6.0497198
Beurteilung	deutliche Abhängigkeit	deutliche Abhängigkeit	nicht abhängig	deutliche Abhängigkeit	geringe Abhängigkeit	deutliche Abhängigkeit

Tabelle 15: Abhängigkeit von Gütemassen (linearer Korr.-koeffizient, Distanzmasse City-Block und eukl. Distanz) von der Position einer bestimmten Messwertabweichung  $u=4$  in Abhängigkeit von der Position  $p$  ( $x$ -Achse) innerhalb einer Messreihe  $m = [1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10]$ , wobei hier der Fehler  $u$  zur Hälfte über die Messreihe wandert und somit positionsabhängig ist, zur Hälfte stationär angebracht ist.

Bei dieser Messreihe mit zweifacher Messfehleraddierung (Summe der Fehlerwerte ist  $u$ ) kann man erkennen, wie zum einen der lineare Korrelationskoeffizient durch die Gewichtung etwas stabiler wird: minimaler und maximaler Wert liegen beim gewichteten linearen Korrelationskoeffizienten enger beieinander, als beim (ungewichteten) linearen Korrelationskoeffizienten.

In diesem Versuch ist aber neben den linearen Korrelationskoeffizienten (gewichtet und ungewichtet) sowohl der Least Squares Fit wie auch die euklidische Distanz (die beide nach ähnlichen Kriterien funktionieren) nicht in der Lage, stabile – dh. messwertpositionsunabhängige – Gütemasse für den Fehler  $u$  zu liefern. Dagegen stellen die Cityblock-Distanz wie auch die Least Absolute Deviation zuverlässige Gütemasse dar, die mit dem Gesamtumfang einer Messwertabweichung  $u$  positionsunabhängig korrelieren.

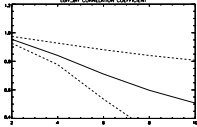
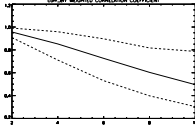
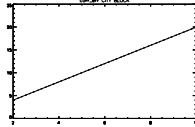
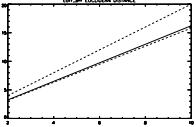
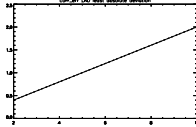
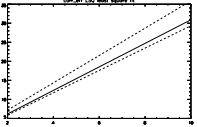
x-Achse: $u$ (total) y-Achse: $g$	$g$ : Linearer Korrelationskoeffizient	$G$ : Gewichteter linearer Korrelationskoeffizient	$g$ : Cityblock- Distanz	$g$ : Euclidean Distance	$g$ : Least Absolute Deviation	$g$ : Least Squares Fit
Diagramm						
Beurteilung	deutlich instabil	deutlich instabil	stabil	deutlich instabil	stabil	deutlich instabil

Tabelle 16: Abhängigkeit der Gütemasse  $g(p_i)$  von der Grösse des Messfehler  $u$ ; wenn der Messfehler  $u$  positionsabhängig variiert, so wird neben seinem arithmetischen Mittel (mean; solide Linie) auch minimales und maximales Rechenergebnis für das Gütemass  $g(p)$  angegeben. x-Achse:  $u$ ; y-Achse:  $g(p)$  (mean: solide Linie; min/max: gestrichelte Linien).

### Rauschwerte als Messfehler auf künstlich genauer Messreihe

Die oben aufgeführten Beispiele sind gerade mit sehr kleinen Datenmengen und einem künstlich isolierten Messfehler sehr gut geeignet, statistische Berechnungen aus der eventuell beabsichtigten Bahn zu werfen und sie so in ihrer Konzept-Stabilität auch zu prüfen.

Wir untersuchen nun das Verhalten der ausgewählten Gütemasse bei umfangreicheren Messreihen, wobei der Gesamtfehler  $u$  so in Zufallswerte aufgeteilt wird, dass jeder einzelne Messwert einen kleinen, in der Grösse aber zufälligen Fehler dazubekommt.

$$\begin{aligned} m_{R_1 ideal} &= \{d_1, d_2, \dots, d_n\} \\ u_i &= \frac{\text{random}[u_1, \dots, u_n]}{\sum_{i=1}^n \text{random}[u_1, \dots, u_n]} * u \\ \sum_{i=1}^n u_i &= u \\ m_{R_2 realistisch} &= \{d_1 + u_1, d_2 + u_2, \dots, d_n + u_n\} \end{aligned}$$

Verschiebt man nun die so ermittelten Fehler  $u_i$  innerhalb der Messreihe, erhält man mehrere solche Messreihen mit der stets gleichen Fehlersumme  $u$ , bei denen sich lediglich die Position der einzelnen Messfehler unterscheidet:

$$\begin{aligned} m_{R_2 realistisch / 1} &= \{d_1 + u_1, d_2 + u_2, \dots, d_{n-1} + u_{n-1}, d_n + u_n\} \\ m_{R_2 realistisch / 2} &= \{d_1 + u_2, d_2 + u_3, \dots, d_n + u_n, d_n + u_1\} \\ m_{R_2 realistisch / 2} &= \{d_1 + u_3, d_2 + u_4, \dots, d_n + u_1, d_n + u_2\} \\ &\dots \\ m_{R_2 realistisch / n} &= \{d_1 + u_n, d_2 + u_1, \dots, d_n + u_{n-2}, d_n + u_{n-1}\} \end{aligned}$$

Wir haben dies mit einer Messreihe von 100 Zahlenwerten mit natürlichen, ansteigenden Zahlen gemacht;  $m=[1,2,3,4,5,6,\dots,100]$ .

Dadurch entstehen Zahlenreihen, deren Anordnung in systematischer Weise summengleiche Messfehler aufweisen ( $u$  ist konstant), bei denen aber die Verteilung bzw. Anordnung systematisch variiert wird (die Elemente des Messfehlers  $u$  werden jeweils einfach um 1 Element verschoben).

In der nachfolgenden Tabelle sind beispielhaft einige der verwendeten Messreihen gegen die ideale Messreihe (ohne Fehler  $u$ ) aufgeplottet.

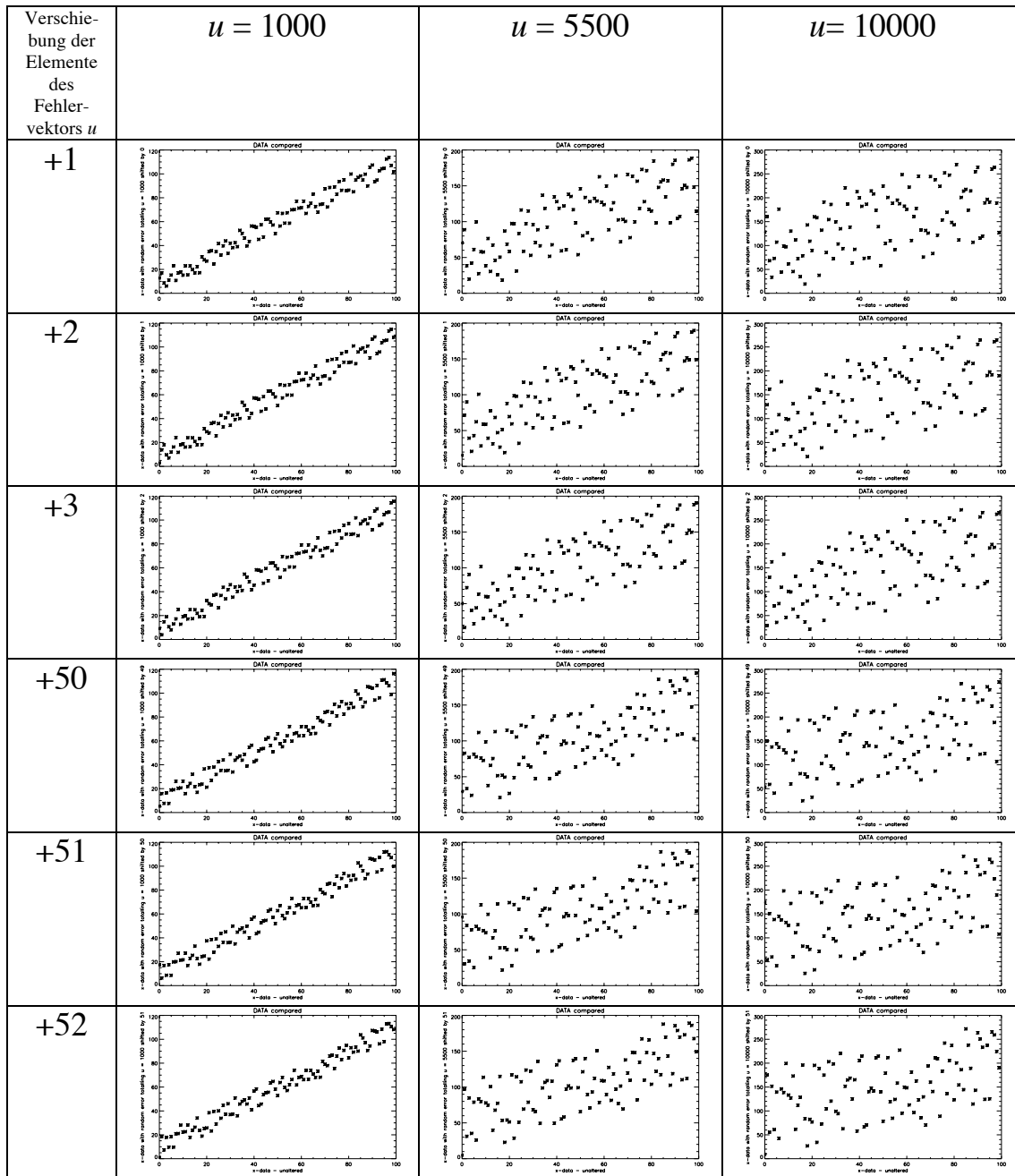


Tabelle 17: : ideale Messreihe (x-Achse) gegen fehlerhafter Messreihe (y-Achse).

Nachfolgend wird visualisiert, wie sogar bei recht grosser Messpunktzahl eine wirkliche Unabhängigkeit von der Messfehlerposition bei einigen Gütemassen nur angenähert wird; etwa beim linearen Korrelationskoeffizient ist eine deutlich bessere Leistungsfähigkeit bei grossen und verrauschten Daten festzustellen, als bei kleinen Datenmengen mit wenig Messfehlern.

Klar am besten bewertet das City-Block-Mass die Unterschiedlichkeit der Messfehler: auch bei diesem Datensatz liefert dieses Gütemass einen innerhalb der Rechengenauigkeit unabhängigen Wert für den zufällig aufgeteilten und über die ganze Messreihe verstreuten, und dann in der Position der Messreihe entlanggeschobenen Messfehler  $u$ .

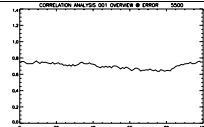
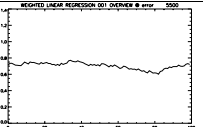
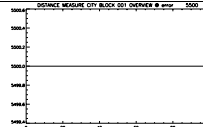
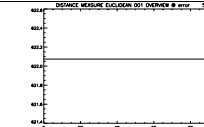
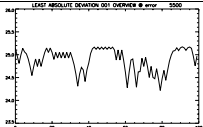
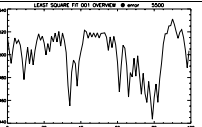
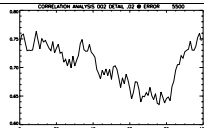
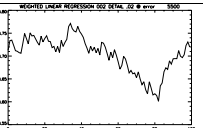
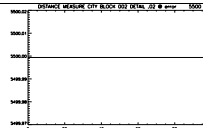
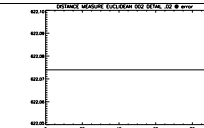
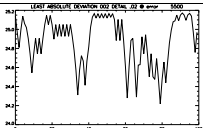
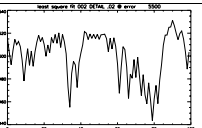
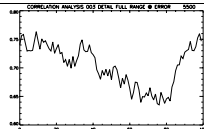
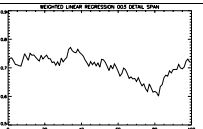
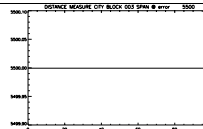
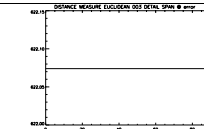
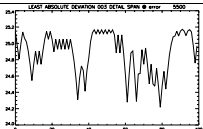
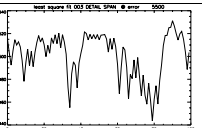
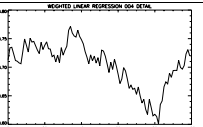
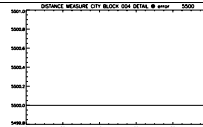
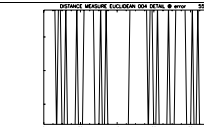
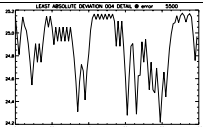
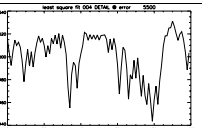
$u=5500$	Linearer Korrelationskoeffizient	Gewichteter linearer Korrelationskoeffizient	Distanzmass City-Block	Distanzmass euklidische Distanz	Least Absolute Deviation	Least Square Fit
y-Achsen-Skalierung: Übersicht						
y-Achsen-Skalierung: Vergrößerung						
y-Achsen-Skalierung: Detail						
y-Achsen-Skalierung: grösstes Detail						
Integral zwischen Kurve und minimaler Horizontaler Beurteilung	6.7394402	10.143567	0.0000000	$1.4551915 \times 10^{-11}$	65.797245	5665.2639
Beurteilung	deutliche Abhängigkeit	deutliche Abhängigkeit	nicht abhängig	nicht abhängig; geringe Instabilität nahe dem Maschinenepsilon	deutliche Abhängigkeit	deutliche Abhängigkeit

Tabelle 18: : Abhängigkeit von Gütemassen (linearer Korr.-koeffizient, Distanzmasse City-Block und eukl. Distanz) von der Position einer bestimmten Messwertabweichung  $u=5500$  in Abhängigkeit von der Position  $p$  ( $x$ -Achse) innerhalb einer Messreihe  $m = [1, \dots, 100]$ .

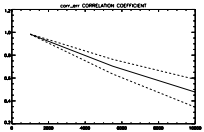
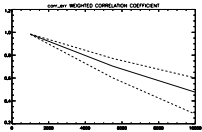
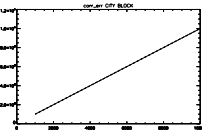
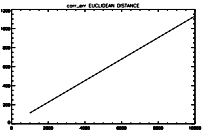
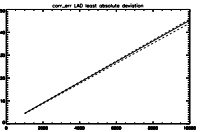
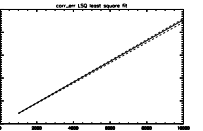
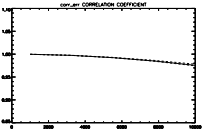
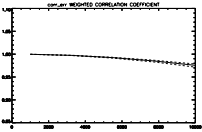
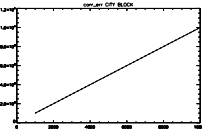
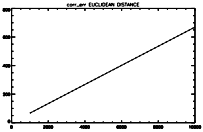
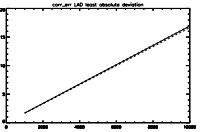
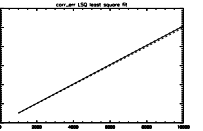
x-Achse: u (total) y-Achse: g	g: Linearer Korrelationskoeffizient	g: Gewichteter linearer Korrelationskoeffizient	g: Cityblock-Distanz	g: Euclidean Distance	g: Least Absolute Deviation	g: Least Squares Fit
m=[1,...,100]						
m=[1,...,300]						
Beurteilung	keine lineare Abhängigkeit, geringgradig instabil	keine lineare Abhängigkeit, geringgradig instabil	stabil	stabil	geringgradig instabil	geringgradig instabil

Tabelle 19: Abhängigkeit der Gütemasse  $g(p_i)$  von der Größe des Messfehler  $u$ ; wenn der Messfehler  $u$  positionsabhängig variiert, so wird neben seinem arithmetischen Mittel (mean; solide Linie) auch minimales und maximales Rechenergebnis für das Gütemass  $g(p)$  angegeben. x-Achse:  $u$ ; y-Achse:  $g(p)$  (mean: solide Linie; min/max: gestrichelte Linien).

### *Zusammenfassung*

Im nachfolgenden werden die vorausgegangen im Detail dargestellten, vergleichenden Ergebnisse der einzelnen Messreihentests zusammenfassend gegenübergestellt.



	g: Linearer Korrelationskoeffizient	g: Gewichteter linearer Korrelationskoeffizient	g: Cityblock- Distanz	g: Euclidean Distance	g: Least Absolute Deviation	g: Least Squares Fit
<i>Abhängigkeit des Gütemasses von der Position des Messfehlers innerhalb einer Messreihe</i>						
1-facher Messfehler, 10-er Messreihe	deutliche Abhängigkeit	deutliche Abhängigkeit	nicht abhängig	nicht abhängig	geringe Abhängigkeit	geringe Abhängigkeit
2-facher Messfehler, 10-er Messreihe	deutliche Abhängigkeit	deutliche Abhängigkeit	nicht abhängig	deutliche Abhängigkeit	geringe Abhängigkeit	deutliche Abhängigkeit
Rauschen auf 100- er Messreihe	deutliche Abhängigkeit	deutliche Abhängigkeit	nicht abhängig	nicht abhängig; geringe Instabilität nahe dem Maschinenepsilon	deutliche Abhängigkeit	deutliche Abhängigkeit
<i>Stabilität der linearen Abhängigkeit des Gütemasses von der Grösse des Messfehlers</i>						
1-facher Messfehler, 10-er Messreihe	deutlich instabil	deutlich instabil	stabil	stabil	stabil	recht stabil
2-facher Messfehler, 10-er Messreihe	deutlich instabil	deutlich instabil	stabil	deutlich instabil	stabil	deutlich instabil
Rauschen auf 100- er Messreihe	geringgradig instabil	geringgradig instabil	stabil	stabil	geringgradig instabil	geringgradig instabil
Gesamtbeurteilung angesichts der Voraussetzungen (vgl. Seite )			<u>taugliches</u> <u>Distanzmass</u>			

Tabelle 20: Zusammenfassung der Evaluation eines Gütemasses für den Messreihenvergleich

## Anforderungen an das Gütemass für die 3D-Geometrie

Um die Qualität eines 3D-Modells adäquat beurteilen zu können, benötigt man dafür eine geeignete Repräsentationsform, ein Gütemass.

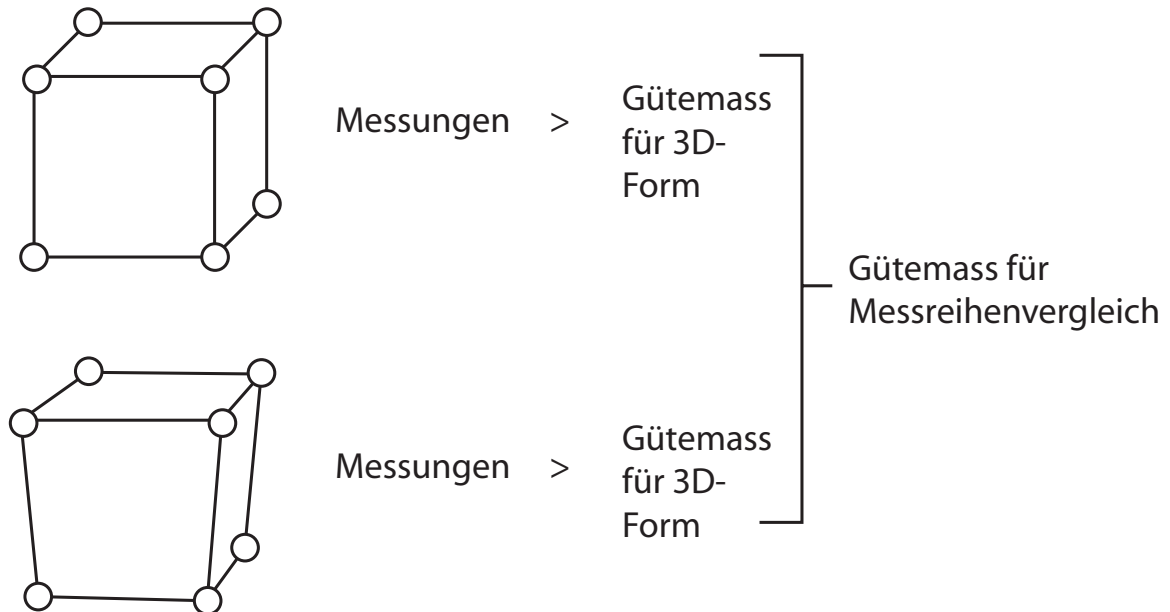


Abbildung 36: Diagramm zur Illustration der Verwendung der Gütemasse zum Vergleich von 3D-Geometrie

Es bieten sich anhand von Messpunktkoordinaten zum einen die zwischen diesen aufgespannte Winkel (*vector angles*), sowie zwischen diesen vorhandene Messpunktdistanzen (*Euclidean distance*) an.

Räumliche *Formentsprechung* lässt sich direkt, skalierungs- und rotationsinvariant in Winkeln (*vector angles*) ausdrücken [51]; intuitiv scheint dieses Gütemass für die Formrepräsentation in der 3D-Geometrie sinnvoll.

Als Selbstkalibrationsgütemass sind Messpunktdistanzen (z.B. *Euclidean distance*) in der Rückprojektion weit verbreitet. Bei der photogrammetrischen Kalibration auf Basis von 3D-Messplatten werden Distanzen zwischen einzelnen Messpunkten oder, in äquivalentem Sinne, positionale Skalierungsfaktoren für Messpunktkoordinaten - siehe auch den Abschnitt 5.3. „*Performance metrics*“ bei Willson [50]-, verwendet, bevor die so transformierten Messwerte zur Kalibration weiterverwendet werden. Auch zur Bewertung des Messfehlers bei der Platzierung von Messpunktkoordinaten werden Markierungspunktdistanzen (*interlandmark distances*) verwendet [52].

Die möglichst genaue Abbildung oder Rekonstruktion der *Form* einer 3D-Struktur ist nur in gewissen Fällen wirklich technisches Ziel – in anderen Situationen gerade in der Montage oder in der Form-Industrie kann es mitunter wichtiger sein, eine maximale Ausdehnung, oder exakte Montagepunkte (*mount points*), möglichst exakt zu rekonstruieren, ohne dass gleichzeitig eine dazwischenliegende Form eine besonders hohe Formübereinstimmung aufweisen muss.

Dies bedeutet, dass je nach Anwendung sinnvollerweise für diese Anwendung besondere, spezifische Gütemasse für die Charakterisierung von 3D-Messdaten in der Selbstkalibrierung eingesetzt werden sollten. Wir werden im folgenden die Unterschiede zwischen Winkeln (*vector angles*) und Messpunktdistanzen (*Euclidean distance*) bezüglich Unterschiede in der 3D-Form-Genauigkeit betrachten. Unser Ziel ist die möglichst genaue Formrekonstruktion. Bislang ist eine systematische Unterscheidung unterschiedlicher raumformdefinierenden Gütemasse vor allem für dreidimensionale Farbräume (*color spaces*) vorgenommen worden[53].

*Verwendete Vektorwinkel zwischen bestimmten  
Markierungspunktverbindungen zur Charakterisierung der  
Messpunktgeometrie*

Aufgrund der am Messparameter-Dummy durch verschiedene Methoden ermittelten Koordinaten der Markierungspunkte werden 10 Vektor-Winkel definiert, die jeweils durch drei Markierungspunkte berechnet werden (*vector angles*). Diese werden so ausgewählt, dass jeder Markierungspunkt 5-mal in der Gesamtheit der aufgestellten Winkel vertreten ist (siehe die nachfolgende Tabelle 21). So beeinflusst jeder das Endergebnis gleichwertig.

Für den Winkel  $\varphi$  zwischen den Vektoren  $a$  und  $b$ , bzw. für das beliebige Dreieck mit den Kantenlängen  $a, b$  und  $c$  sowie den gegenüber der Seite  $a$  liegenden Winkel  $A$ :

$$\sin(\varphi) = \frac{|a \times b|}{|a||b|} \quad \cos(A) = \frac{b^2 + c^2 - a^2}{2bc}$$

Vektor-Winkel zwischen A-B- C, so dass:	S1	S2	S3	K1	K2	D
a01_s1s2s3	x	x	x			
a02_s1s2k1	x	x		x		
a03_s1s2k2	x	x			x	
a04_s1s2dd	x	x				x
a05_s2s3k1		x	x	x		
a06_s2s3k2		x	x		x	
a07_s2s3dd		x	x			x
a08_s2s3s1	x	x	x			
a09_s3k1k2			x	x	x	
a10_s3k1dd			x	x		x
a11_s3k1s1	x		x	x		
a12_s3k1s2		x	x	x		
a13_k1k2dd				x	x	x
a14_k1k2s1	x			x	x	
a15_k1k2s2		x		x	x	
a16_k1k2s3			x	x	x	
a17_k2dds1	x				x	x
a18_k2dds2		x			x	x
a19_k2dds3			x		x	x
a20_k2ddk1				x	x	x
a21_dds1s2	x	x				x
a22_dds1s3	x		x			x
a23_dds1k1	x			x		x
a24_dds1k2	x				x	x
<b>Count</b>	12 x	12 x	12x	12 x	12 x	12 x

*Tabelle 21: Winkelbestimmungen zwischen bestimmten Markierungspunkten*

*Verwendete Messpunkt-Distanzen zwischen bestimmten Markierungspunktverbindungen zur Charakterisierung der Messpunktgeometrie*

Die Distanzen werden zwischen den einzelnen Markierungspunkten am Messparameter-Dummy so vermessen, dass jeder Markierungspunkt fünfmal vorkommt (Tabelle 22). Dies ist deswegen von Bedeutung, da jeder Messpunkt auf diese Weise gleichwertig das Endergebnis beeinflusst, und nicht einige Messpunkte über- bzw. untervertreten sind.

Die *manuell ausgemessenen Daten* enthalten die zwischen verschiedenen Markierungspunkten vorliegenden Distanzen *in Zentimeter*. Die *maschinell* ermittelten Distanzen zwischen den Messpunkten an den berechneten 3D-Modellen liegen in unkalibrierten, arbiträren Einheiten vor. Für den Vergleich müssen diese Distanzwerte entweder *normalisiert* und *skaliert* werden, oder mit einer skalierungs-invarianten Vergleichsmethode verglichen werden.

Wir verwenden zum Vergleich relativer Distanzmasse die Methode der Standardisierung:

$$m_{st} = \frac{m - \bar{m}}{\sigma_m}$$

Markierungs- punkte-Paar zur Distanzbestimmung	S1	S2	S3	K1	K2	D
<b>S1 S2</b>	x	x				
<b>S1 S3</b>	x		x			
<b>S2 S3</b>		x	x			
<b>S1 K1</b>	x			x		
<b>S1 K2</b>	x				x	
<b>S2 K1</b>		x		x		
<b>S2 K2</b>		x			x	
<b>S3 K1</b>			x	x		
<b>S3 K2</b>			x		x	
<b>D S1</b>	x					x
<b>D S2</b>		x				x
<b>D S3</b>			x			x
<b>D K1</b>				x		x
<b>D K2</b>					x	x
<b>K1 K2</b>				x	x	
<b>Count</b>	5 x	5 x	5 x	5 x	5 x	5 x

*Tabelle 22: Distanzmessungen zwischen bestimmten Markierungspunkten*

### *Tauglichkeit von Messpunkt-Distanzen zur Charakterisierung der Messpunktgeometrie*

Aufgrund intuitiver Beurteilung von Messpunktdistanzen als instabiles Konzept wird deren Form-Stabilität im Folgenden anhand eines Zahlenreihen-Tests mit willkürlichen Zahlen geprüft. Wir prüfen, welchen Einfluss fehlerbehaftete Messpunktdistanzen zur Verwendung als 3D-Form-Gütemass die Winkelgeometrie beeinflussen.

Dazu stellen wir eine Messreihentabelle auf Basis von Messpunktdistanzen auf, und vergleichen die durch diese begründete Winkelgeometrie und damit 3D-Form. Nehmen wir zunächst die folgenden, frei erfundenen Distanzwerte an (siehe die nachfolgende Tabelle).

Nehmen wir an, Messreihe A sei der „korrekte Messwert“. Dann ist einfach zu erkennen, dass die Distanzen der Messreihe B und C jeweils an drei Messwerten einen Fehler von +0.1 aufweisen.

<i>Distanz</i>	<i>A</i>	<i>B</i>	<i>C</i>
d1	5	5	5.1
d2	10	10.1	10
d3	5	5	5
d4	6	6	6.1
d5	7	7.1	7.1
d6	8	8.1	8

*Tabelle 23: angenommene Markierungspunktdistanzen*

Um eine realistische Vergleichsbasis zu schaffen, haben wir zudem die Messreihen B und C anschliessend noch skaliert, wie die nachfolgende Tabelle zeigt (dabei wurde für Kolonne B die Kolonne A mit 1.2, und für Kolonne C die Kolonne A mit 0.8 multipliziert).

<i>Distanz</i>	<i>A</i>	<i>B</i>	<i>C</i>
d1	5	6	4.08
d2	10	12.12	8
d3	5	6	4
d4	6	7.2	4.88
d5	7	8.52	5.68
d6	8	9.72	6.4

*Tabelle 24: angenommene Markierungspunktdistanzen, inklusive skaliert  
Messfehler*



Bestimmt man nun als Charakteristik der Geometrie einzelne Winkel zwischen verschiedenen dieser durch die Distanzen definierten Dreiecke, so ergeben sich die folgenden Werte:

<i>Winkel gegenüber</i> <i>c</i>	<i>w(A)</i>	<i>w(B)</i>	<i>w(C)</i>
a=d1,b=d3,c=d2	-57.29577951	-59.59906985	-55.03765173
a=d2,b=d4,c=d3	52.99859605	53.42405976	52.69802803
a=d3,b=d5,c=d4	31.10342316	31.80319254	30.82674334
a=d4,b=d6,c=d5	30.43838287	30.18049291	29.8219836

Was durch den Vergleich auf Basis von messpunktdistanz-basierten Gütemassen für die 3D-Geometrie mit der Winkelgenauigkeit passieren kann, lässt sich verdeutlichen, wenn man die Messreihen 2 und 3 zunächst normalisiert und diese Daten dann auf Messreihe 1 skaliert. Normalisation ist ein übliches Verfahren um Distanzmessungen vergleichbar zu machen.

In der folgenden Tabelle sind willkürlich hergestellte Messreihen A, B, und C dargestellt (links in der nachfolgenden Tabelle); man sieht die normalisierten Messreihen  $s(A)$ ,  $s(B)$  und  $s(C)$  (mittig in der nachfolgenden Tabelle) und daneben die auf die zunächst normalisierten und dann auf die Skalierung der Messreihe A skalierten Messdaten  $r(A)=A$ ,  $r(B)$  und  $r(C)$  (rechts).

Diese Normalisation wurde in zwei Schritten durchgeführt. Zum einen wurde ein standardisierter Messreihensatz  $s$  erstellt; zum zweiten wurde ein bezüglich der *Messreihe A* reskalierter Messreihensatz  $r$  erstellt, der dann realistische Masszahlen aufweist:

$$s(m_A) = \frac{m_A - \overline{m_A}}{\sigma_A}$$

$$r(m_B) = \left( \frac{m_B - \overline{m_B}}{\sigma_B} \right) * \sigma_A + \overline{m_A}$$

Vergleicht man die so aufbereiteten Messreihen untereinander (Tabelle 25), so stellt man fest, dass der lineare Korrelationskoeffizient die originalen Messreihen (A, B, C), die standardisierten bzw. normalisierten Messreihen  $s(A)$ ,  $s(B)$  und  $s(C)$  und die auf die Bereichsskala A hochskalierten, standardisierten Messreihen  $r(A)$ ,  $r(B)$  und  $r(C)$  in der Bewertung nicht unterscheidet. Das heisst, die Normalisierung und die Skalierung haben auf den linearen Korrelationskoeffizienten direkt keinerlei Einfluss.

Die Bestimmung der City-Block-Distanz hingegen führt zu divergierenden Bewertungen der Frage, ob nun Messreihe B, oder C, besser mit A korrelieren.

Distanz	A	B	C	s(A)	s(B)	s(C)	r(A)	r(B)	r(C)
d1	5.00	6.00	4.08	-0.94	-0.95	-0.93	5.00	4.99	5.03
d2	10.00	12.12	8.00	1.63	1.62	1.63	10.00	9.97	9.99
d3	5.00	6.00	4.00	-0.94	-0.95	-0.98	5.00	4.99	4.93
d3	6.00	7.20	4.88	-0.43	-0.44	-0.41	6.00	5.97	6.04
d5	7.00	8.52	5.68	0.09	0.11	0.11	7.00	7.04	7.05
d6	8.00	9.72	6.40	0.60	0.61	0.58	8.00	8.02	7.96
Vergleich		B vs. A	C vs. A		s(B)vs. s(A)	s(C) vs. s(A)		r(B) vs. r(A)	r(C) vs. r(A)
lin. KE		.99989	.9996		.9998	.9996		.9998	.9996
CB-Dist.		1.4266	1.3266		0.0114	0.0204		0.0221	0.0397
qual. lin.KE		besser	schlechter		besser	schlechter		besser	schechter
qual. CBD		schlechter	besser		schlechter	besser		besser	schlechter

*Tabelle 25: Vergleich verschieden skaliertter Messreihen auf Grundlage fehlerhafter Messreihen (siehe Text).*

[Rest der Seite leer]

Bestimmt man nun die Winkel zwischen den ursprünglichen Distanzwert-Dreiecken auf Basis der Messreihen A, B, und C, und denjenigen der auf Basis der skalierten Distanzwert-Dreiecke  $r(A)$ ,  $r(B)$  und  $r(C)$ , so erhält man die in der nachfolgenden Tabelle dargestellten Ergebnisse.

Wir ermitteln die Summe der absoluten Winkelgradabweichungswerte gegenüber der „korrekten“ Messreihe  $w(A)$ . Dabei sehen wir, dass die Gesamtsumme der Winkelabweichung – das Gütemass dafür, wie winkelfalsch oder winkelschief die aufgrund der Distanzen B rekonstruierten Dreiecke gegenüber den aufgrund A rekonstruierten Dreiecken sind – für  $w(C)$  besser ist als für  $w(B)$ . Zu einer umgekehrten Einschätzung gelangt man, wenn man stattdessen Winkel anhand normalisierter und dann skalierten ( $w(r(A,B,C))$ ) Messpunktedistanzen zugrundelegt; dann nämlich schätzt man Messreihe B als besser ein.

<b>Winkel gegenüber der Kante (x)</b>	<b>w(A)</b>	<b>w(B)</b>	<b>w(C)</b>	<b>w(r(A))</b>	<b>w(r(B))</b>	<b>w(r(C))</b>
a=d1,b=d3,c=d2	- 57.30	-59.60	-55.04	-57.30	-56.98	-58.20
a=d2,b=d4,c=d3	53.00	53.42	52.70	53.00	53.01	53.19
a=d3,b=d5,c=d4	31.10	31.80	30.83	31.10	31.69	30.95
a=d4,b=d6,c=d5	30.44	30.18	29.82	30.44	30.12	29.88
<b>Messfehler</b>		$\Sigma(w(B)-w(A))$	$\Sigma(w(C)-w(A))$		$\Sigma(w(r(B))-w(r(A)))$	$\Sigma(w(r(C))-w(r(A)))$
CB-Distanz / Summe der Abweichungen		3.69	3.45		1.23	1.81
qualitative Beurteilung Abw.Summe		schlechter	besser		besser	schlechter

Nach Normalisierung und Skalierung der Messreihen B und C auf die Messreihen A und B erhalten wir also eine resultierende Geometrie, die sich durch einen enthaltenen Winkelfehler auszeichnet, welche letztlich *Falschbeurteilungen* der 3D-Geometrie zur Folge haben kann.

Wir haben also festgestellt, dass unter Verwendung von Skalierungsfaktoren, die sich aus grundsätzlich fehlerbehafteten Messreihen berechnen, Winkelabweichungen oder Winkelfehler in die daraus resultierenden Geometrien eingeführt werden, welche eine Umbewertung der Ergebnisse zur Folge haben, die gar keine geometrische Grundlagen mehr haben.

Diese konzeptuelle Instabilität von Messpunktdistanzvergleichen ist bei der Selbstkalibration aufgrund stets inhärent fehlerbehafteten Messpunkt-Koordinaten zu berücksichtigen. Wir verzichten deswegen auf formfehler-einführende Verwendung von Messpunktedistanzen zur Selbstkalibrierung, und verwenden stattdessen Winkel (*vector angles*).

### **Selbstkalibrierung der rekonstruktiven Brennweite durch Messreihenvergleich: Erwartungen bezüglich möglicher Ergebnisse**

Für die Rückprojektion in IDL wird sowohl für die beiden orthogonalen Fotos wie auch für die beiden orthogonalen Röntgenbilder ein möglichst guter Wert für die rekonstruktive Brennweite der Linse einerseits (*IDL:recon3:focal*) und ein möglichst guter Wert für die minimale Volumengrösse gesucht. Die Frage nach der rekonstruktiven Brennweite gilt auch für die Photogrammetrie mittels Photomodeler Lite (*Photomodeler Lite:Project:Information:Cameras:Focal Length:*).

Um optimale Parametereinstellungen zu ermitteln, haben wir als Annahme zugrundegelegt, dass *theoretisch* die Rückprojektion des Dummy aufgrund orthogonaler Fotos einerseits und aufgrund orthogonaler Röntgenbilder andererseits *dasselbe* 3D-Modell ergeben müssen.

Dasselbe 3D-Modell bedeutet aber auch: eine maximale Übereinstimmung des Gütemasses für die 3D-Form (siehe Abschnitt ab 116) *oberhalb* einer bestimmten Mindestauflösung bezüglich des rekonstruierten Datenvolumens.

#### *Rekonstruktive Brennweite*

Wir variieren nun zunächst den Wert für die rekonstruktive Brennweiten und berechnen entsprechende Gütemasse für die 3D-Form (dh., Vektorwinkel-Messreihen) mit zwei Messmethoden, nämlich zum einen mittels der Rückprojektion zweier orthogonaler Fotos, und zum zweiten mittels Rückprojektion zweier orthogonaler Röntgenbilder.

Der *Vergleich* der jeweiligen Messreihen wird mit einem Gütemass quantifiziert; wir haben in einem begründeten Testverfahren die *City-Block-Distanz* als Gütemass für die Kalibrierung gewählt (siehe Abschnitte ab Seite 78 und ab Seite 87).

Ein Vergleich zweier Messmethoden entlang von Parameter-Reihen könnte nun ganz generell, ex ante, Ergebnisse in den folgenden Qualitäten liefern:

- Es findet sich *keine optimale Übereinstimmung im Vergleichsbereich*, oder es findet sich eine *am Rande der variierten Parameter liegende*, optimale Übereinstimmung: dann muss der Parameterbereich, entlang dessen verglichen wird, erweitert werden, da das Optimum im Bereich der untersuchten Parameter – und nicht an deren Rand – liegen soll.
- Es finden sich *mehrfache optimale Übereinstimmungen* als Hinweis auf mehrere, optimale Parameterbereiche: dann müssen Gründe für dieses Ergebnis gesucht werden, denn die Rückprojektion von Markierungspunktkoordinaten ergibt sinnvollerweise *ein möglichst richtiges Ergebnis*, oder einen möglichst richtigen Ergebnis-Bereich.
- Es findet sich *ein einziges Optimum* irgendwo in der Mitte der verwendeten Parameter (siehe Abbildung 37) – das würde bedeuten, dass sich *ein* bester Einstellungsparameter, bzw. ein bester Parameterbereich, für die jeweilige Parameter-Reihe findet. Das entspricht den Erwartungen.

Der Parameter für die rekonstruktive Brennweite für die Rückprojektion orthogonaler Röntgenbilder des Messparameter-Dummy müsste somit, erwartungsgemäss, *einen besten Wert* ergeben; ist dieser Parameter zu tief oder zu hoch angesetzt, muss die Rückprojektion zwangsläufig ein weniger gutes Ergebnis in Bezug auf die Messpunkt-Geometrie liefern.

In Abbildung 37 ist die Erwartung eines einzigen Optimums als Diagramm dargestellt: Als einziger Rückprojektionsparameter wird in diesem Diagramm des erwarteten Outcomes die *Brennweite* variiert. Da ja in den verwendeten zwei orthogonalen Fotos (links) und Röntgenbildern (rechts) ein- und dasselbe Objekt (Diagramm mit dem Messparameter-Dummy, ganz oben) abgebildet ist, muss die 3D-Rückprojektion mit den Markierungspunkten (symbolisch durch bunte Kreise dargestellt) für diese - bzw. den daraus abgeleiteten Distanzen und Winkeln - theoretisch bei Verwendung der richtigen rekonstruktiven Brennweite genau dasselbe virtuelle 3D-Objekt ergeben, so dass das Gütemass der Übereinstimmung der Messwerte zwischen optimaler Foto- (links) und optimaler Röntgenbild- (rechts) -3D-Rückprojektion einen optimalen Wert liefern muss. Umgekehrt deutet also ein optimales Gütemass darauf hin, dass die für diesen maximalen Korrelationskoeffizientenwert zugrunde liegenden Messungen mit optimalen Parametern durchgeführt wurden.

[Rest der Seite leer]

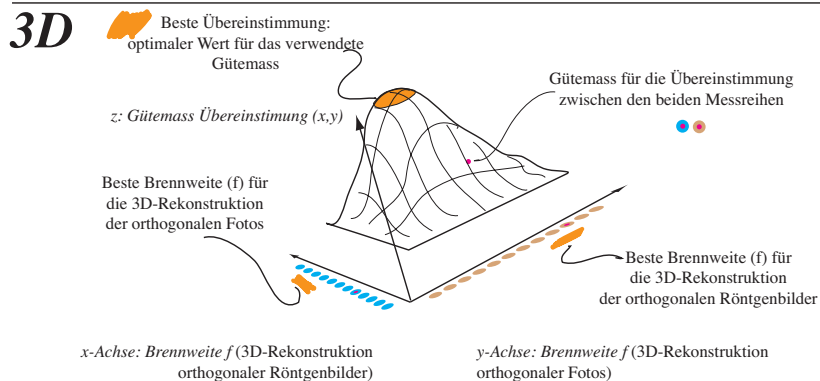
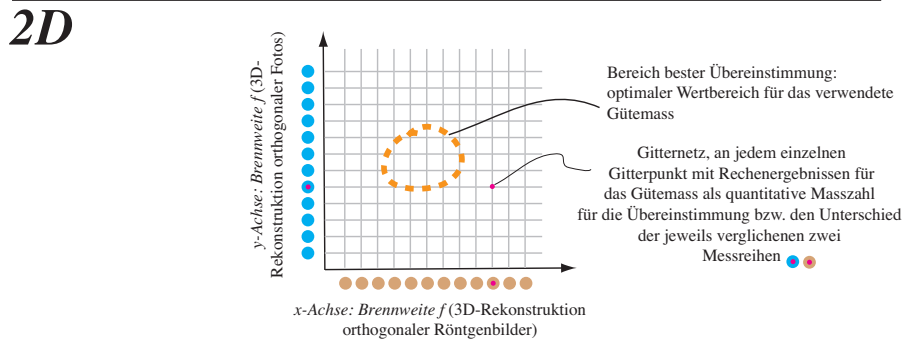
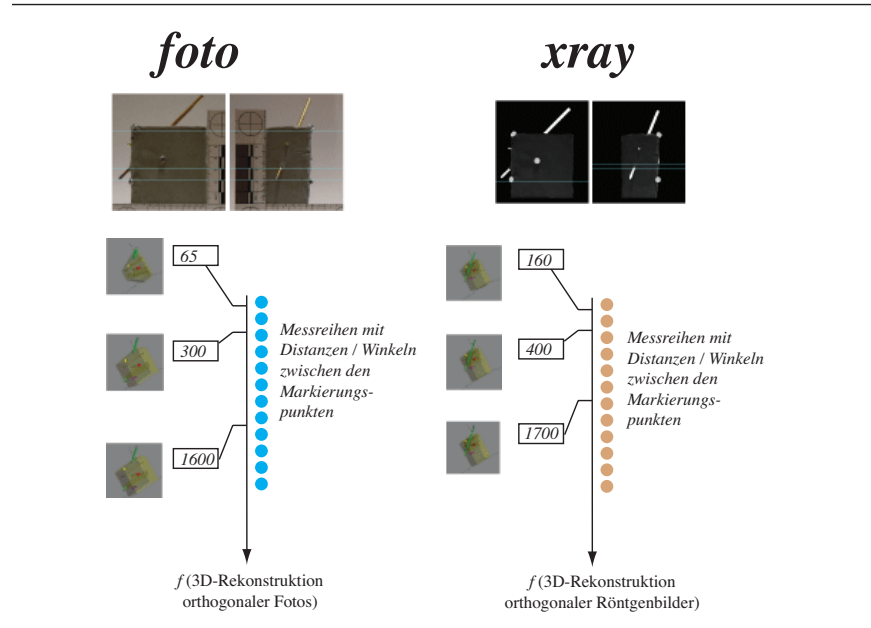
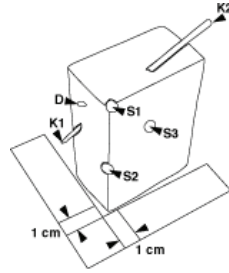


Abbildung 37: (siehe Text).

## Volumengrösse

Wir benötigen einen *Mindestwert* für die Grösse des rekonstruierten Volumens (*IDL:recon3:vol\_size*). Wir variieren die Grösse des rekonstruierten Volumens und ermitteln die Genauigkeit des aus der Rückprojektion ermittelten 3D-Modells.

Dabei verstehen wir unter Volumengrösse hier keine metrische Ausmessung eines realen Volumens wie etwa ein Knetgummiquader oder das reale Volumen eines Körperteils, sondern eine *Datengrösse*, die *im Vergleich* zu grösseren oder kleineren Datengrössen desselben Rückprojektionsvorgangs steht, und die *in Relation* zu repräsentierten Bildinhalten steht. In anderen Worten wird die Frage gestellt, ob zwei Bilder in ein Datenvolumen von 80 x 80 x 80 Volumenelemente, oder in ein Datenvolumen von 400 x 400 x 400 Volumenelemente rückprojiziert werden sollen, und welchen Einfluss dies auf die Genauigkeit des 3D-Modells hat.

*Beispiel: Ein Datenvolumen mit Kantenlänge 512 Pixel hat somit offensichtlich ein Datenvolumen von 1000 Voxel; steht in jedem Voxel ein typischer Signalwert von 16 bit (maximal 65535 unterschiedliche Werte), so nimmt dieses Datenvolumen einen Speicherplatz von 16 bit x 512<sup>3</sup> ein; der Speicherplatz ist also folgendermassen auf aktuelle Einheiten (K: Kilobyte, M: Megabyte) umzurechnen:*

$$16 - \text{bit} = 2 - \text{byte} = \frac{2}{1024} K = \frac{2}{1024 * 1024} M$$
$$512^3 \cdot \frac{2}{1024 * 1024} = 256 M$$

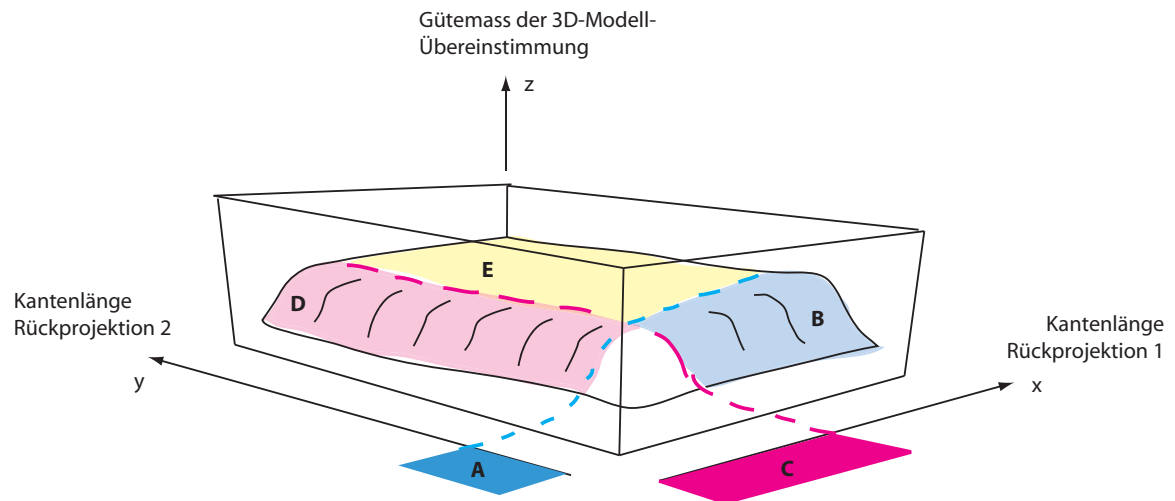
Die *Annahme* für die im nachfolgenden beschriebenen Parameterbestimmung besteht darin, dass bei guter Volumenauflösung die 3D-Modelle verschiedener orthogonaler Rückprojektion besser übereinstimmen, bei schlechter Volumenauflösung dagegen weniger gut. Diese Annahme sieht ausserdem vor, dass die Stabilität in der 3D-Rückprojektion bei zu kleiner Auflösung schlecht ist, aber dass diese ab einem bestimmten, zu ermittelnden Mindestwert für die Auflösung *nicht noch* besser wird.

Diese Modellannahme lässt sich grafisch darstellen (siehe die nachfolgende Abbildung). Daraus ist zu ersehen, dass eine stabile Fläche (gelb, „E“) in einem Bereich vorhanden ist, wo die Rückprojektions-Volumen (x- und y-Achse) den Mindestwert für die kleinste, zu einer stabilen Rückprojektion führende Kantenlänge überschritten haben.

Darunter – also bei zu kleiner Kantenlänge (rot, blau, „A“ und „C“) und somit zu kleinem Datenvolumen – ist die Auflösung des errechnete Datenvolumens zu gering, um stabil genaue Rückprojektionen zu errechnen; da diese dann eben ungenau sind, stimmen sie auch schlecht



überein und führen daher zu einem Abfall des Gütemasses für die Übereinstimmung (rot, blau, „B“, „D“).



*Abbildung 38: Modell der Volumengrößenbestimmung. Die z-Achse zeigt das Gütemass der Übereinstimmung zwischen 3D-Modellen, die aus verschiedenen grossen Datenvolumen rekonstruiert wurden. Auf der x-Achse steigt mit zunehmender Achsenposition das eine, auf der y-Achse das andere Datenvolumen, wobei die aus diesen Volumen abgeleiteten 3D-Modelle dann verglichen werden. Nach der Erwartung ist diese Übereinstimmung sowohl für sehr kleine x-Werte (C) wie y-Werte (A) so schlecht, dass dadurch schlechte Übereinstimmungen zustande kommen, was sich in einem tieferen Wert für das Gütemass äussert (Bereiche D und B).*

## Signal-zu-Rauschen

Als theoretisches Mass für die Qualität der ermittelten Daten bestimmen wir für bestimmte Datenbereiche den Signal-zu-Rauschabstand ( $SNR$ , *signal to noise ratio*<sup>7</sup>) mithilfe der folgenden Formel [54].

$$SNR = \frac{\bar{v}}{\sigma_v}$$

Den Signal-zu-Rauschabstand kann man auch in Dezibel<sup>8</sup> angeben;

$$SNR(\text{dB}) = 20 \log_{10}(SNR)$$

Die Verwendung dieser SNR-Werte hat den Vorteil, dass man skalierungs- und einheitsunabhängig - also unabhängig der konkreten Mittelwerte und Standardabweichungen - eine Angabe darüber erhält, *wie gut* die berechneten Daten wirklich sind, wenn man annimmt, dass sie besonders homogen sein sollen.

[Rest der Seite leer]

---

<sup>7</sup> Dieser Begriff lässt sich in Lexika oder Online-Enzyklopädien, z.B. <http://www.wikipedia.org>, nachschlagen. Wir haben daher hier auf eine vertiefte Erläuterung verzichtet.

<sup>8</sup> Dieser Begriff lässt sich in Lexika oder Online-Enzyklopädien, z.B. <http://www.wikipedia.org>, nachschlagen. Wir haben daher hier auf eine vertiefte Erläuterung verzichtet.

Für absolute Gütemasse (wie der Signal-zu-Rauschabstand) sind Vergleichswerte wünschenswert bzw. interessant. Folgende Signal-zu-Rausch-Abstände sind als realistisch anzusehen:

Anwendung	SNR-Wert	Beschreibung
ACS Advanced Camera for Surveys (ACS) - Hubble Telescope	1-216 (0-46 dB)	Realistische Messergebnisse für astronomische Messdaten [55,56]
Klinisches MRI: Qualität der gemessenen Bilddaten	12 (21 dB)	Maximales Ergebnis ungefilterter MRI-Bildakquisition[57]
Klinisches MRI: Rauschminderung durch digitale Bildnachverarbeitung	20 (26 dB)	Maximales Ergebnis der MRI-Bildakquisition nach Anwendung eines Rauschfilters [57]
Digitale Bildverarbeitung: Algorithmen zur Rauschminderung	16-17 (24 dB)	Gutes Ergebnis als Resultat von Rauschminderung durch Filterung [Gilboa et al., 2004, CCIT Report#499]
Klinisches MRI - Eichung spezieller Spulen anhand eines Eichphantoms mit homogenen Strukturanteilen	50-190 (34-45 dB)	Gutes Ergebnis als Resultat der Anwendung besonderer MRI-Spulen beim Scannen eines Eichphantoms [58]

*Abbildung 39: Realistische Beispiele für Signal-zu-Rausch-Abstände aus verschiedenen Anwendungsbereichen der wissenschaftlichen Datenanalyse*

## Technische Ausrüstung, Hardware, Software, Statistik

### Röntgen:

Konventionelles **Röntgengerät** mit einer Röntgenröhre der Firma **Comet** (Comet AG, Flamatt, Schweiz); geliefert und installiert durch E. Schweizer AG, Zürich, Schweiz.

Die Aufnahmen erfolgten auf **Röntgenfilm** der Markenbezeichnung **Fujifilm Super RX, Superlight Glass No. 89** (Fuji Photo Film, Tokyo, Japan).

### Digitale Hardware:

Für die fotografischen Dokumentationen wurden *verschiedene Digitalkameras* mit 2 bis 6.3 Megapixel Auflösung verwendet. Als Referenzprodukte nennen wir das Modell „**Cyber-Shot**“ von Sony Coporation (Tokyo, Japan) mit 5.0 Megapixel Auflösung, das Modell „**Canon Powershot G2**“ sowie das Modell „**Canon EOS 300D**“ der Firma Canon (Canon (Schweiz) AG, Dietlikon, Schweiz).

Für die *Datenerfassung der Röntgenbilder* kamen **Flachbettscanner UMAX Powerlook III** (UMAX Technologies Inc., Dallas, Texas, USA) mit Durchlichtaufsatz sowie ein Flachbettscanner **EPSON Perfection 2480 Photo** ohne Verwendung eines Durchlichtaufsatzes zum Einsatz.

Für die *Datenverarbeitung* kam ein Desktop-Computer des Fabrikates Apple (Apple, Cupertino, California, USA) mit der Bezeichnung **Powermac G5 2 x 2GHz** und dem Betriebssystem Mac OS X zum Einsatz. Daneben wurden die Desktop-Computer **Acer Veriton 3500** Pentium 4 2.6 GHz (Acer USA, San Jose, California, USA) mit dem Betriebssystem Windows XP für statistische Probleme, eine Workstation **Fujitsu-Siemens Celsius v830** mit 2 AMD Opteron 254 Prozessoren (Fujitsu-Siemens, Regensdorf, Schweiz) unter Suse Linux 10 bzw. eine Workstation **IBM Intellistation 275** mit 2 2-weg Prozessoren Power 4 1.4 GHz (International Business Machines, USA) für 3D-Modellberechnungs-Serien eingesetzt.

### Computersoftware:

Für die *Bildaufbereitung* wurden verschiedene Bildbearbeitungsprogramme eingesetzt. Als Referenzprodukt nennen wir **The Gimp** (<http://www.gimp.org>).

Für die *Rückprojektion und die Ermittlung weiterer Rechenergebnisse* wurde **IDL 6.0 / 6.1 / 6.2** (Interactive Data Language, Research Systems Inc., Boulder, Colorado, USA) auf verschiedenen Betriebssystemen (Mac OS X 10.2.3 bis 10.4.7, AIX 5.1 oder Suse Linux 10.0 bzw. 10.1) eingesetzt.

Für die *photogrammetrische Auswertung* der Fotografien wurde **Photomodeler Lite 3.1a** (EOS Systems, Vancouver, British Columbia, Canada) verwendet. Ausserdem wurde im Vorfeld der Untersuchungen das Programm **iModeller 3D** (UZR GmbH & Co KG, Postfach 70 30 52, 22026 Hamburg, Deutschland) evaluiert.

Für *mathematische Berechnungen mit Zahlenkolonnen* und für *statistische Auswertungen* wurde neben **IDL** das Fertigpaket **JMP 5.1. IN** (Software von SAS Institute Inc., Cary, North Carolina, USA, Vertrieb der akademischen Lizenzen durch Duxbury/Thomson Learning, Florence, Kentucky, USA) sowie **SYSTAT 11** (Systat Software, Inc., Point Richmond, CA, USA) verwendet.

Zur 3D-Visualisierung kam ausserdem das Programm **Blender** (<http://www.blender.org>; Blender Foundation, Amsterdam, Niederlande) zur Anwendung.

Zudem kam - insbesondere zur Datenformatierung eine Tabellenkalkulationssoftware zum Einsatz. Als Referenzprodukt nennen wir **OpenOffice** (<http://www.openoffice.org>).

## Statistik und Validierung:

Berechnungen wurden in IDL, JMP, SYSTAT und einer Tabellenkalkulation durchgeführt.

Dabei wurde die *Implementierung* einer bestimmten Berechnung in einem bestimmten Programm, sofern möglich, mit anderer Software nachgerechnet und gemäss der folgenden Tabelle überprüft und validiert. Durch dieses Vorgehen erzielen wir verbesserte Sicherheit für die Datenauswertung. Nicht alle Tools sind in vorgefertigten Paketen wie JMP oder SYSTAT einfach abrufbar, so dass diese Pakete nicht dazu verwendet werden konnten, *alle* Ergebnisse zu validieren.

<i>Untersuchung</i>	<i>Implementierung</i>	<i>Überprüfung</i>
Winkel anhand von Dreiecksseiten	IDL	Tabellenkalkulation
Linearer Korrelationskoeffizient	IDL	SYSTAT, JMP
Gewichteter Korrelationskoeffizient	IDL	nicht durchgeführt
City-Block Distanz	IDL	SYSTAT
Euklidische Distanz	IDL	SYSTAT
Least Square Fit Least Absolute Deviation	IDL	nicht durchgeführt

## 4. Resultate

Die Erhebung der für die Beurteilung der Methode notwendigen Ergebnisse umfasst neben der Selbstkalibrierung

- tabellarisches Material zur Schusswinkeluntersuchung zu anatomisch-orthopädisch vorgegebenen Freiheitsgraden am Körper mit Winkelgraden, sowie
- Tabellen, um aus Winkelgraden Distanzen und Abstände abzuschätzen, und zuletzt
- einzelne gutachterliche Hinweise zu konkreten Schusswinkeluntersuchungen.

### 1. Volumengrösse - Selbstkalibrierung der zur Volumenrekonstruktion relevanten Rekonstruktionsparameter

Errechnet man aus zwei orthogonalen Bildern ein 3-dimensionales Datenvolumen zur Ableitung von Messpunktkoordinaten, so stellt sich die Frage, wie gross dieses Datenvolumen sein soll, damit die Messpunktkoordinaten daraus noch genügend genau abgeleitet werden können.

- Die in IDL implementierte Methode zur Rückprojektion von orthogonalen Aufnahmen ist einerseits in der Lage, auch bei grossen, zugrunde liegenden Bilddaten durch Rückprojektion *kleine Volumendaten* herzustellen. Das hat praktische Vorteile – die Rückprojektionen können auch auf günstigen, langsameren Computern genügend schnell ermittelt werden, aber auch Nachteile – die Genauigkeit ist ev. limitiert.
- Andererseits ist diese Rückprojektionsmethode aber auch in der Lage, *sehr grosse Volumendaten* zu rekonstruieren: diese benötigen zu ihrer Berechnung deutlich länger (den Zeitaufwand haben wir mit der Volumengrösse korreliert, die Ergebnisse sind weiter unten dargestellt). Der theoretische Vorteil grosser Volumendaten ist bessere Genauigkeit aufgrund grösserer Detailtreue.

Abzuwägende Gegebenheiten in diesem Dilemma sind in der folgenden Tabelle gegenübergestellt:

	<b>Kleine Volumendaten</b>	<b>Grosse Volumendaten</b>
<b>Vorteil</b>	Schnelle Berechnung bei weniger Speicherbedarf	Grössere Genauigkeit abgeleiteter Messpunktkoordinaten
<b>Nachteil</b>	Geringere Genauigkeit abgeleiteter Messpunktkoordinaten	Langsamere Berechnung bei höherem Speicherbedarf

*Tabelle 26: Vorteile und Nachteile von verschiedenen Volumendatengrössen bei der Rückprojektion*

Zwischen Verarbeitungszeit und Genauigkeit des ermittelten 3D-Modells besteht also ein gewisser Trade-Off (siehe die nachfolgende Abbildung 40).

Da uns interessiert hat, inwiefern die *Grösse der rekonstruierten Volumendaten* einen Einfluss in Bezug auf die Rechenzeit, und in Bezug auf die Genauigkeit des abgeleiteten 3D-Modells bringt, haben wir für beide Beobachtungen – Zeit und Genauigkeit – Berechnungen durchgeführt.



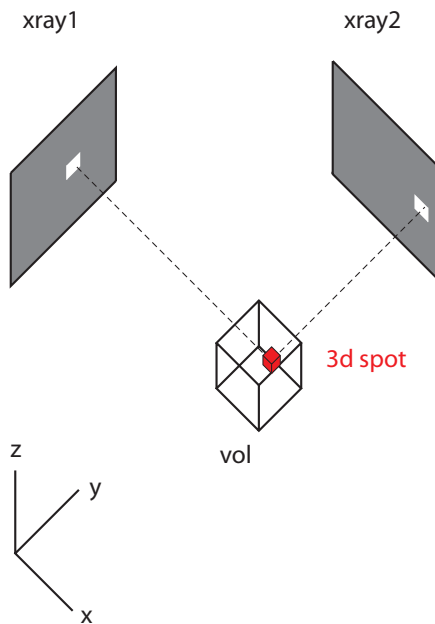
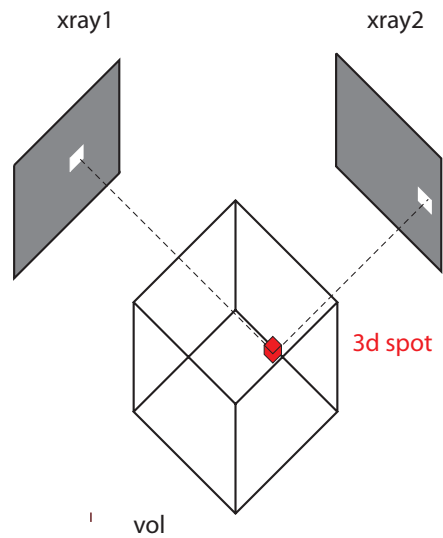
**a)****b)**

Abbildung 40: Die Rückprojektion kann in verschieden grosse Datenvolumen erfolgen. a: Rekonstruiert man zwei orthogonale Bilder in ein kleines Datenvolumen, so ist man zwar schneller fertig, erhält aber eine schlechtere Auflösung. b: Rekonstruiert man zwei orthogonale Bilder in ein grosses Datenvolumen, so ist die aufgewendete Rechenzeit proportional zum Volumen grösser, die Auflösung des Volumens gleichzeitig entsprechend besser.

## Volumengrösse und Genauigkeit

Es ist bei der Suche nach der Mindestgrösse des durch Rückprojektion ermittelten Volumendatensatzes vor allem wichtig, die kleinsten Ausdehnungen digitalisierter Messpunktmarkierungen zu beachten. In der Folge sind Kantenlänge und Volumengrösse deswegen als äquivalente Werte zu betrachten, da wir hier mit quadratischen Bildern und somit mit Würfel- oder Kubusvolumen (gleiche Kantenlänge für x-, y- und z-Ausdehnung) zu tun haben.

Ein Messpunkt, der in zwei digitalen Bildern durch einzelne Pixel dargestellt ist, und in diesen digitalen 2D-Daten eine kleinste Grösse  $p_{2d}$  besitzt, wird bei Repräsentation in einem Datenvolumen durch eine kleinste 3-dimensionale Messpunktgrösse von  $p_{3d} < 1^3$  bis  $2^3$  Voxel weniger genaue Ergebnisse produzieren, bei einer Messpunktgrösse ab ca.  $2^3$ - $3^3$  Voxel Grösse *einigermassen verlässliche* Ergebnisse generieren, währenddem eine Repräsentierung erst ab einer bestimmten Grösse von vermutlich  $p_{3d} > 16^3$ - $30^3$  Voxel *wesentlich* stabilere Resultate liefern

dürfte; die Anzahl Pixel, die einem kleinsten Bildinhalt („feature“) zugeteilt wird, sollte letztlich die Auflösung bestimmen, die angestrebt und verwendet werden muss [59].

Wir haben für die Rückprojektion der Aufnahmen des Messgenauigkeits-Dummy Schätzwerte für die virtuelle Brennweite verwendet (Foto: 1900mm; Röntgen: 1400mm; genauere Ermittlung siehe Abschnitt ab Seite 147).

Mit diesen Parametern haben wir für digitale Datenvolumen mit Kantenlängen zwischen 70 und 300 in 10-er Schritten automatisch 3D-Modelle berechnet und daraus Markierungspunkt-Koordinaten ermittelt.

Zum Vergleich der errechneten 3D-Geometrien gegeneinander haben wir eine Reihe von Messpunkt-basierten Winkeln (sog. *vector angles*) bestimmt (Erwägungen und Begründungen siehe Seite 116), und den Vergleich der Winkelreihen mittels City-Block-Distanz (Evaluation siehe ab Seite 87) quantifiziert. Theoretische Ausführungen zu den Erwartungen an mögliche Resultate dieser Auswertung findet sich ab Seite 130.

Die konkrete Frage ist also nun, ab welcher Volumengrösse unsere Rückprojektionen bezüglich der Genauigkeit stabile Ergebnisse liefern.

[Rest der Seite leer]

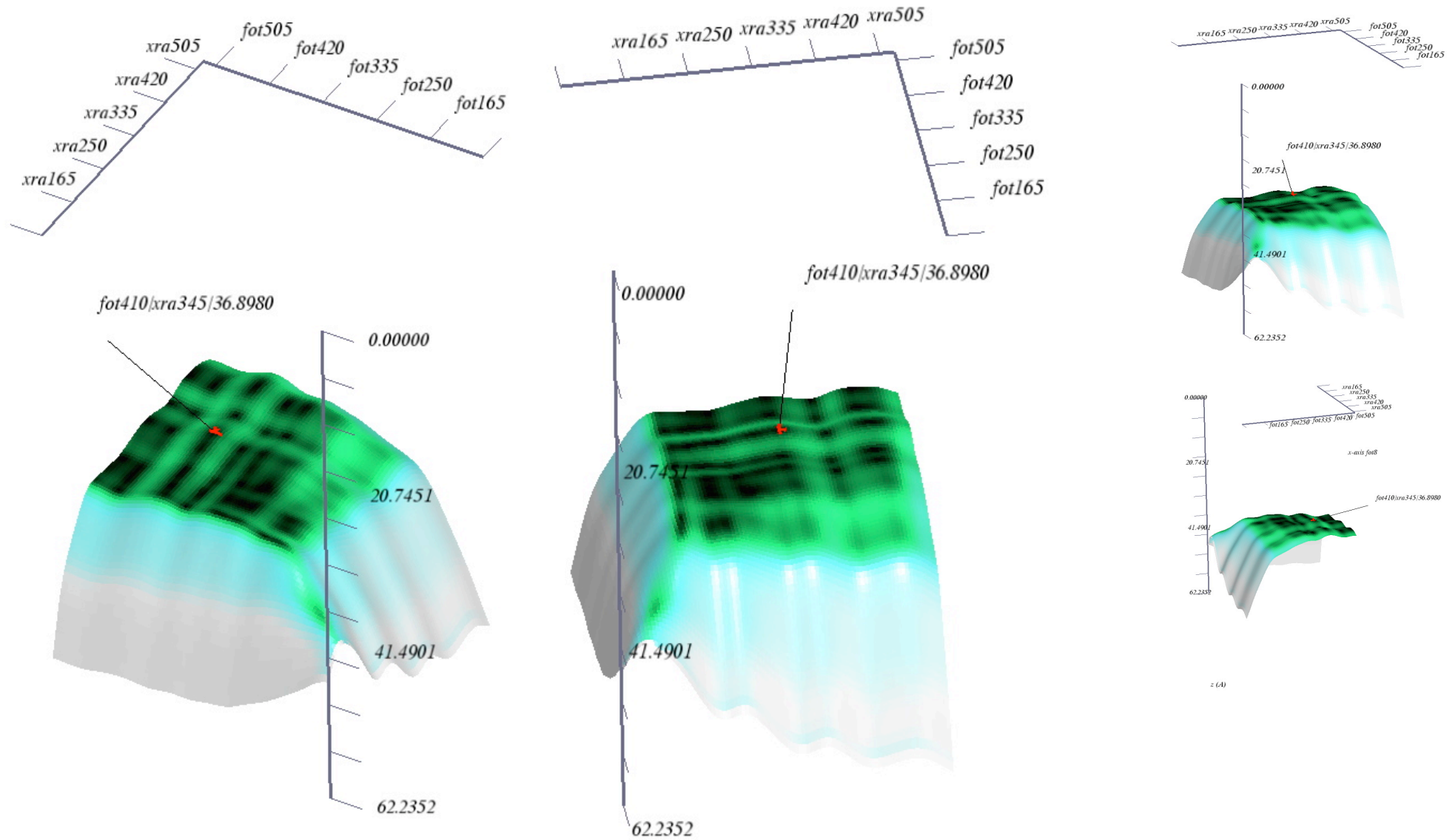


Abbildung 41: Übereinstimmung von 3D-Modellen basierend auf Winkel-Messreihen, ermittelt anhand des Gütemasses City-Block-Distanz (z-Achse) anhand zunehmender 3D-Volumengrößen bei orthogonalen Fotos (x-Achse) und Röntgenbildern (y-Achse).

In Abbildung 41 wird der Zusammenhang zwischen Volumengrösse und Genauigkeit gut erkennbar. Das Diagramm ist nicht trivial zu lesen: zunächst ist zu beachten, dass wir in verschiedenen Ansichten *dieselbe Oberfläche* betrachten. Diese stellt das Gütemass (Fläche, z-Achse) in Abhängigkeit von Projektionsparametern (x-/y-Achse) dar.

Diese Oberfläche weist an einer Stelle einen Minimalwert auf: indem die z-Achse (Cityblockdistanz) umgekehrt ist, befindet sich dieser Minimalwert oben.

Die Daten zeigen einen steilen Zerfall der Übereinstimmungen bei zu kleinen Volumengrössen, namentlich unter 150 Pixel (x-Achse, Fotos) bzw. unter 160 Pixel (y-Achse, Röntgenbilder) Kantenlänge. Die Ermittlung eines Optimums, dh. einer maximalen Übereinstimmung, kann zwar vorgenommen werden (rote Markierung, kleinste Cityblock-Distanz), ist aber angesichts der aufgrund eines Aliaseffekts etwas verzackten bzw. verstuften Daten (sog. „jaggies“ als Folge nichtlinearer Überlagerungseffekte) mit Vorsicht zu gebrauchen. Farbe: Steilheit; schwarz ist eine ganz flache, weiss eine ganz senkrechte Fläche.

Zunächst wird die Fläche der Übereinstimmungparameter (Cityblockdistanz) so farbig dargestellt, dass grosse Steigungen hell, ausgeprägte Flächen dunkel dargestellt sind. So erkennt man, welche Volumengrössen stabile, dh. sich nicht über geringgradige Parameterabweichungen stark ändernde, Übereinstimmungsbereiche liefern.

- Man erkennt, dass die Gegenüberstellung der bei verschiedenen Volumengrössen gerechneten Messergebnisse in ihren linearen Korrelationskoeffizienten ein typisches, *wellenartiges, stufenartiges oder zackenartiges Muster aufweisen*, das von der Form und Anordnung *Moiré<sup>9</sup>-Mustern* entspricht. Es handelt sich bei solchen Mustern um einen *digitalen Resonanz-Effekt*, der bei der grafischen Überlagerung von endlich aufgelösten tabellarischen Daten entsteht. Die Ursache ist stets eine für eine bestimmte Anwendung tiefe Samplingzahl und eine vergleichsweise hohe Darstellungsgenauigkeit; praktische Massnahmen sind die - aufwendige - Erhöhung der Samplingzahlen die - aufwendige - Erhöhung von Rechengenauigkeit und - aufwendige - Erhöhung der numerischen Auflösung im Zahlenformat der Ergebnis. Dieses Wellen- oder Stufenmuster hat also

---

<sup>9</sup> Dieser Begriff lässt sich in Lexika oder Online-Enzyklopädien, z.B. <http://www.wikipedia.org>, nachschlagen. Wir haben daher hier auf eine vertiefte Erläuterung verzichtet.

mit unstetigen Veränderungen der Übereinstimmungswerte zu tun, die auf die Endlichkeit der digitalen Repräsentation zurückzuführen sind; es handelt sich dabei nicht etwa um Rauschen, sondern um repräsentations-bedingte, also inhärente Rechenungenauigkeiten, die sich bei sämtlichen digitalen Informationsverarbeitungen am unteren Bereich der (stets vorhandenen) Auflösung findet.

- Im Vergleich mit dem eingangs formulierten Modell, mit der Annahme, ist in der Tat ein Abfallen der Parameter festzustellen (Bereiche D und B, ), währenddem oberhalb einer bestimmten Mindestvolumenkantenlänge (Bereich E, ) ein stabiles Ergebnis zu erkennen ist. Man kann ablesen, wie die *Rückprojektionen aufgrund der eingescannten Röntgenbilder* erst ab einer Volumenkantenlänge von etwa 170 Pixeln (für Fotos und für Röntgenbilder) recht stabil übereinstimmen. Das entspricht einer *minimalen Featuregrösse von etwa 2-4 Voxel Kantenlänge*. Siehe auch die nachfolgende Tabelle 27, welche die im 2D-Bild enthaltenen Angaben zur Auflösung denjenigen der Rückprojektionen gegenüberstellt.

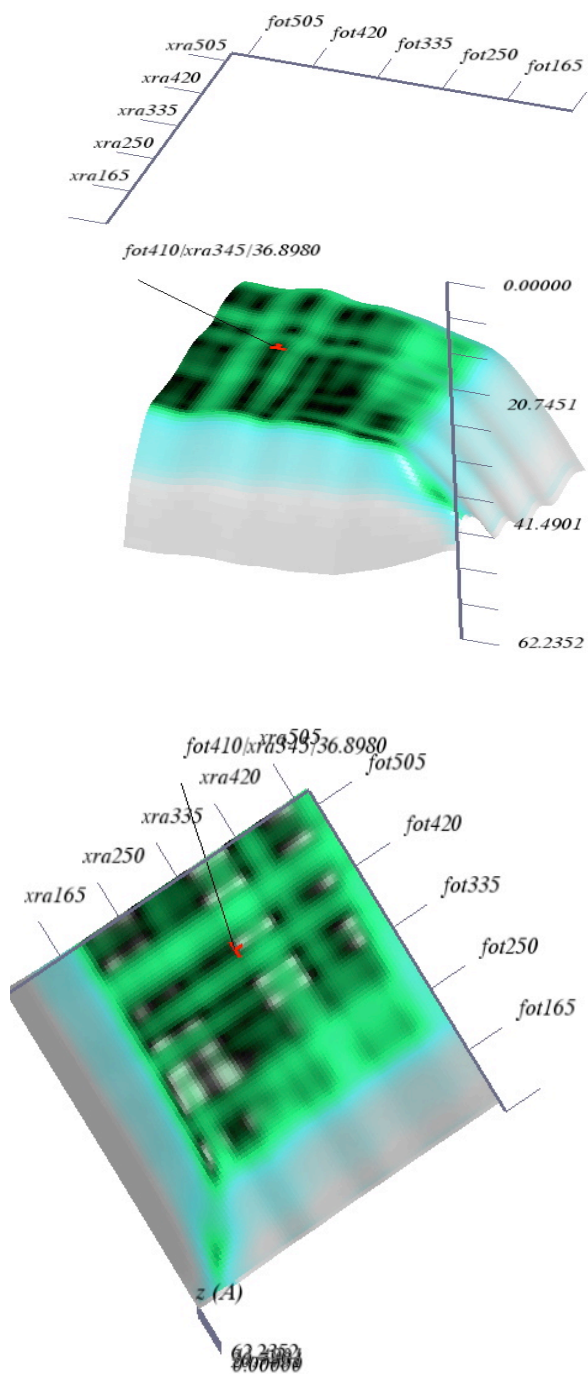


Abbildung 42: Frage nach dem Cut-Off-Wert für die minimale Volumengrösse; siehe auch die nachfolgende Tabelle.

	Ursprüngliche Bildgrösse [pixel Kantenlänge]:	Minimale Featuregrösse im Bild [pixel]:	Mesreihe Volumen-grössen [pixel Kantenlänge]:	Minimale Featuregrösse im Volumen [voxel]:	Qualitative Würdigung der Parameterkurven [siehe Abbildung 42]
<b>Fotos</b>	480	12	70 bis 300	<b>2.0-7.5</b> (12/480*80 - 12/480*300)	<u>~170</u>  <u>entsprechend minimaler Featuregrösse von 4.2 Pixel</u>
<b>Röntgenbilder</b>	1934	17	70 bis 300 <i>Bemerkung: unterhalb der Volumengrösse von 80 entstehen hier keine sinnvoll genauen Rückprojektionen mehr.</i>	<b>0.6-2.6</b> (17/1934*80 - 17/1934*300)	<u>~170</u>  <u>entsprechend minimaler Feature-Grösse von 1.5 Pixel</u>

*Tabelle 27: Featuregrösse einer sog. Landmarke im ursprünglichen digitalen Bild im Vergleich zur Featuregrösse im Volumen.*

[Rest der Seite leer]

## Volumengrösse und Geschwindigkeit

Zur Überprüfung der Leistungsfähigkeit der Rückprojektion in IDL wurden zwei orthogonale Röntgenbilder, welche eine Femur mit zwei Landmarken abbildete, zu verschieden grossen Datenvolumen rückprojiziert. Der dazu notwendige Zeitbedarf wurden im folgenden Diagramm zusammengestellt.

Dabei fanden wir heraus, dass die benötigte Zeitdauer in *linearem Verhältnis zum rekonstruierten Datenvolumen* (gemessen in der Anzahl Voxel) steht Abbildung 43. Auf handelsüblichen Desktop-PCs (Powermac G5 2 x 2.0 GHz; Acer Veriton 3500) steht dann ein 3D-Modell in brauchbarer Qualität *innert weniger bis mehrerer Minuten* zur Verfügung.

Dieser Zusammenhang bedeutet für die Praxis aber auch, dass man bereits mittels nur *zwei Messungen* mit eher kleinen Volumendaten an einem bestimmten Computer abschätzen kann, wie viel Zeit dieser bestimmte Computer für grössere Volumen benötigen dürfte. Das hat insofern Implikationen, als die minimale Featuregrösse in Bezug zur Bildauflösung beim verwendeten, digitalen Bildmaterial eine Grösse von mindestens 2-4 Pixel Kantenlänge erreichen muss, um stabile Datenqualität in der Rückprojektion zum rückprojizierten Volumendatensatz zu erhalten.

[Rest der Seite leer]



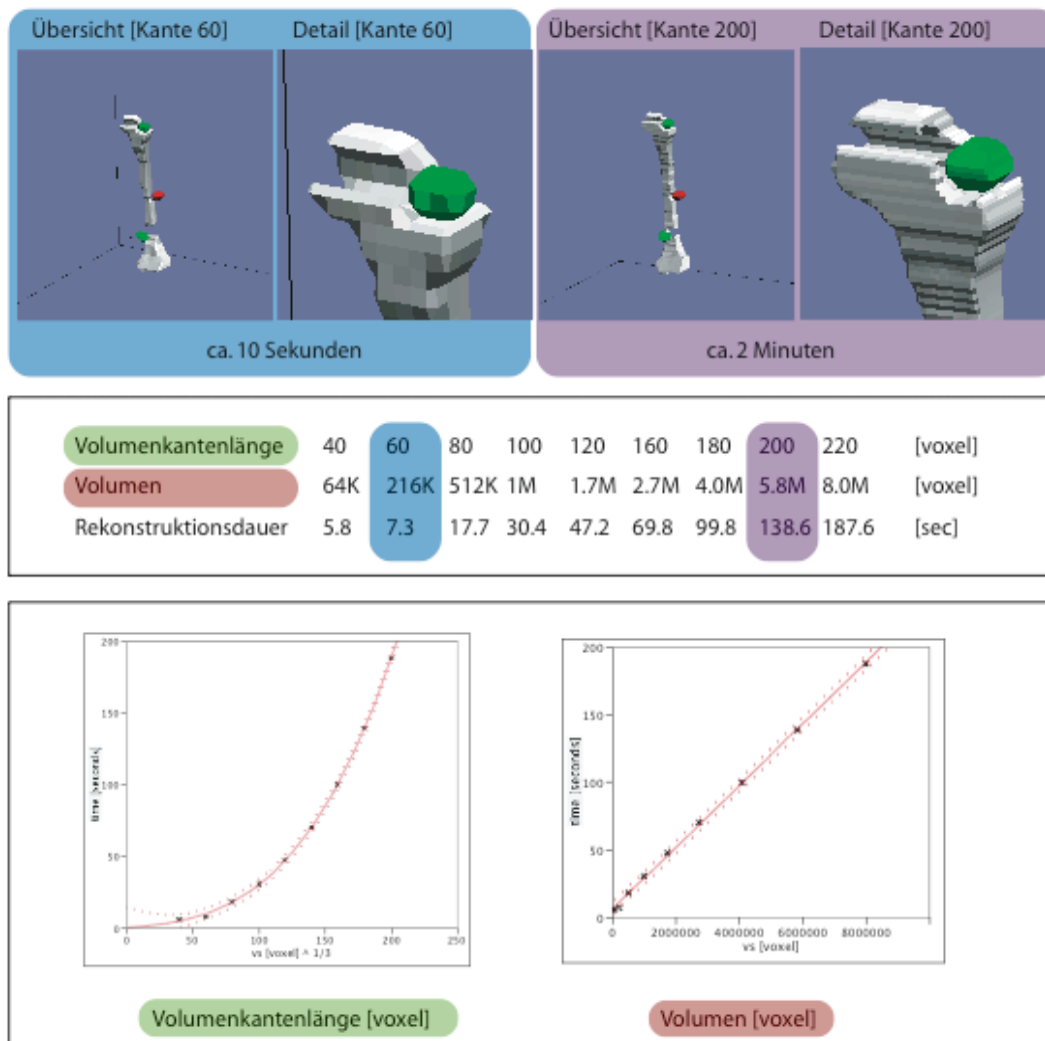


Abbildung 43: Abhängigkeit der Rechenzeit von der Volumenkantenlänge (links unten) bzw. von der Volumengrösse (rechts unten). Indem das Volumen einzelelementweise aufgebaut wird, ist die Volumen-Einzelelementzahl, die der Volumengrösse entspricht, in linearer Weise bestimmend für die Rechenzeit.

## 2. Rekonstruktive Brennweite - Selbstkalibrierung bei orthogonaler Rückprojektion

Wir suchen diejenige rekonstruktive Brennweite, bei der die Übereinstimmung der mit verschiedenen Methoden gefundenen 3D-Modelle am grössten ist.

Wir variieren dafür sowohl für die Rückprojektion orthogonaler Röntgenbilder sowie für die Rückprojektion orthogonaler Fotografien den Parameter der rekonstruktiven *Brennweite* (vgl. Abschnitt auf Seite 26). Dann bestimmen wir bei jeder der errechneten Rückprojektion die

Koordinaten aller Markierungspunkte (Abbildung 10, Seite 32) anhand eines automatisch erstellten 3D-Modells.

Zum Vergleich der errechneten 3D-Geometrien gegeneinander haben wir eine Reihe von Messpunkt-basierten Winkeln (sog. *vector angles*) bestimmt (Erwägungen und Begründungen siehe Seite 116), und den Vergleich der Winkelreihen mittels City-Block-Distanz (Evaluation siehe ab Seite 87).

Dabei erhalten wir für dieses Gütemass einen tiefen Wert, wenn Messreihen besonders gut, und einen hohen Wert, wenn sie schlecht übereinstimmen. Eine optimale Übereinstimmung ist also durch einen minimalen Wert gekennzeichnet.

Nachfolgend werden nun die an den rekonstruierten 3D-Modellen bestimmten, anhand der Messpunktkoordinaten ermittelten Winkel mit verschiedenen rekonstruktiven Brennweiten für die orthogonalen Fotos (x-Achse), und mit verschiedenen Brennweiten für die orthogonalen Röntgenbilder (y-Achse) auf ihre Übereinstimmung verglichen (Gütemass: Cityblock-Distanz, z-Achse).

Als optimale Übereinstimmung (siehe das rote Kreuz mit der Legende) findet sich ein Gütemass-Minimum bei einem z-Wert von 27.8. Für dieses Optimum liegt die rekonstruktive Brennweite der Röntgenbilder bei 1365 mm (13,65 cm), diejenige der Fotorückprojektion bei 1810 mm (181,0 cm).

Betrachtet man die Verteilung der Gütemasse, so erkennt man, wie die Variation der rekonstruktiven Brennweite zwar keine besonders starken Schwankungen insbesondere in der Nähe des gefundenen Optimums verursacht; gleichzeitig ist auch erkennbar, dass die Wahl eines zu tiefen Werts für die rekonstruktive Brennweite schlechtere 3D-Modelle produziert, als zu hohe.

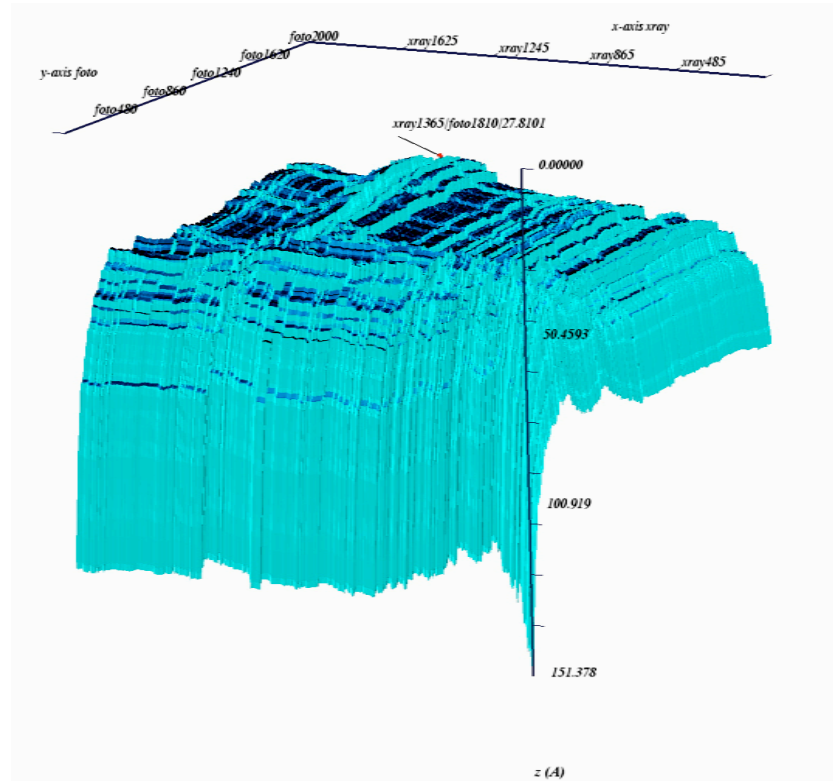
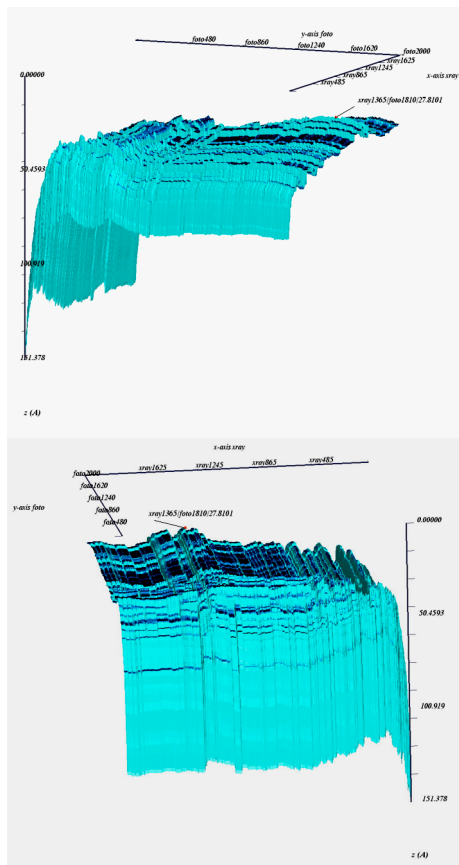


Abbildung 44: Vergleich der an rekonstruierten 3D-Modellen gemessenen Winkel. Diese 3D-Modelle wurden mit verschiedenen Brennweiten für Fotografien (x-Achse) und verschiedenen Brennweiten für Röntgenbilder (y-Achse) berechnet; als Gütemass der Übereinstimmung wurde die City-Block-Distanz ermittelt (z-Achse). Es liegt ein Optimum vor (tiefster City-Block-Distanz-Wert, rote Markierung). Dargestellt sind verschieden gedrehte Ansichten der Gütemassverteilung.

## Zusammenhang zwischen Rechenergebnis, Brennfleck und Aufnahme-Abstand

Zum Verständnis der hier gewonnenen Grösse für die rekonstruktive Brennweite für Röntgenbilder kann man sich anhand eines Diagramms verdeutlichen, dass der gemessene Abstand zwischen Röntgenquelle und Film nur unter Annahme einer punktförmigen Quelle der rekonstruktiven Brennweite entspricht.

In Wirklichkeit wird die punktförmige, ideale Quelle etwas weiter weg liegen als die tatsächliche Röntgenquelle. Der Brennfleck ist aber in Wirklichkeit nicht virtuell-ideal gröszenlos punktförmig, sondern weist bei einem angegebenen Anodendurchmesser von 90 mm eine Grösse von ca. 2,0 mm auf [60].

Es ist somit verständlich, dass die rekonstruktiv ermittelte Brennweite und der am Röntgengerät eingestellte Abstand in einer offensichtlichen Diskrepanz stehen können, ohne dass sich daraus ein Widerspruch ergäbe. Bei einer durchschnittlichen Messfeldbreite von etwa 15 cm käme man so *rein rechnerisch* auf eine reale Brennfleckgrösse von ca. 1.9mm – was angesichts einer in der Dokumentation vermerkten Grösse von ca. 2.0mm ein sehr realistisches Ergebnis ist und indirekt unsere Selbstkalibrierung sehr gut bestätigt.

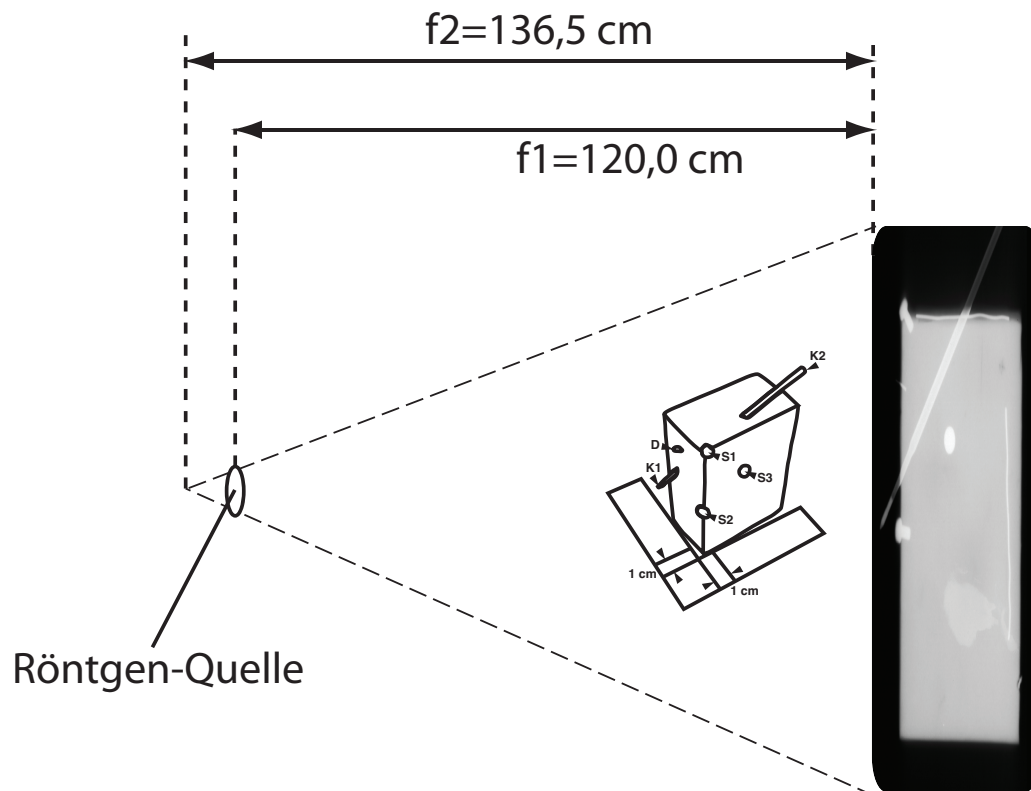


Abbildung 45: Der abgelesene und bei der Röntgenbildanfertigung verwendete Abstand von Röntgenquelle und Röntgenfilm ( $f_1$ ) ist mit 120,0 cm aber nicht die wirklich – optisch – relevante Brennweite. Die rekonstruktive, ermittelte Brennweite beträgt 136,5 cm, was unter anderem auf die Grösse des Brennflecks zurückzuführen ist.

### **3. Rekonstruktive Brennweite – Selbstkalibrierung bei photogrammetrischer Rückprojektion**

Als Brennweite für die auf Basis orthogonaler Bilder durchgeführten Rückprojektionen ergibt sich nun die Angabe von 1365mm für Röntgenbilder, und 1810mm für die digitalen Fotos. Wir ermitteln nun die beste - möglichst korrekte - rekonstruktive Brennweite für die *Photogrammetrie*, indem wir Vektorwinkel zwischen Markierungspunkten bei einer Reihe verschiedener Brennweiten-Parameter in den photogrammetrisch ermittelten 3D-Modellen bestimmen. Diese Daten sind in nachfolgenden übersichtlich als Diagramm dargestellt. Es ergibt sich ein bester Wert für die in der photogrammetrischen Modellberechnung verwendete Brennweite von 10mm.

[Rest der Seite leer]

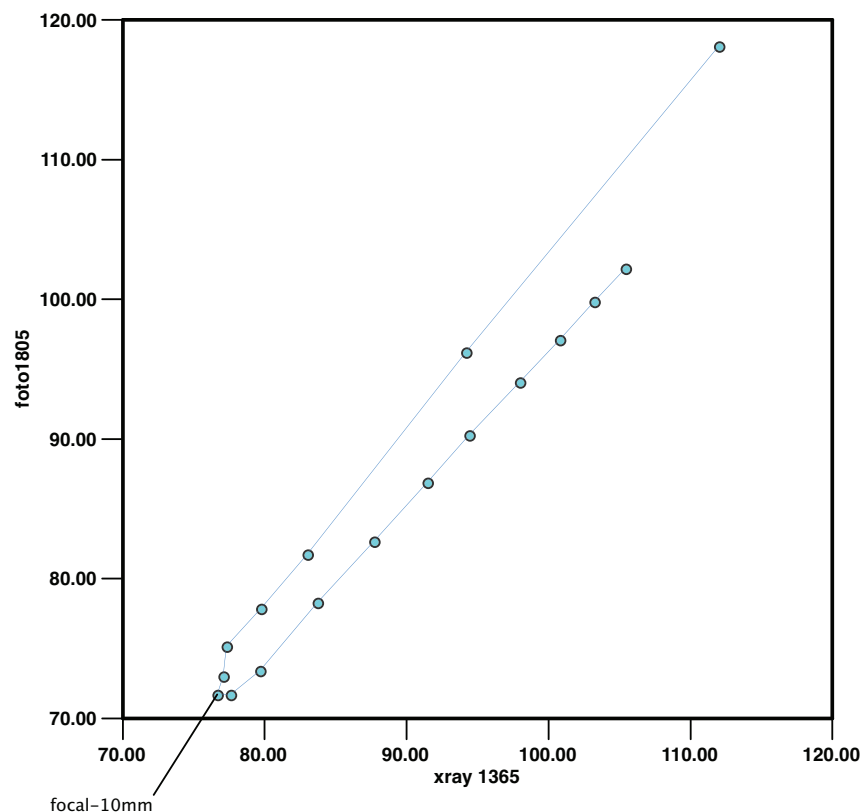


Abbildung 46: Cityblockdistanzen brennweitenverschiedener Winkel-Messungen der Photogrammetrie, verglichen mit der besten Rückprojektion von Röntgenbildern (rekonstruktive Brennweite 1360mm) und Fotos (rekonstruktive Brennweite 1650mm). Das Optimum liegt etwa bei 10 mm (die Bilder wurden mit einer kameraseitigen Einstellung von 7 mm aufgenommen).

#### 4. Messpunkt-Genauigkeit

Da es, wie bereits oben dargelegt, zweckmässig ist, optimierbare Messmethoden erst *nach* ihrer Optimierung bzw. Kalibrierung zu vergleichen, haben wir nun die in Bezug auf die Einstellungen optimierten Methoden verwendet, um die zum Vergleich vorliegenden Messergebnisse zu bestimmen.

Als Standard kann man entweder – der Argumentation nach *Daubert* folgend – die Ergebnisse der technisch begründetermassen erwartungsgemäss genauesten Technik verwenden. Dies ist in unserem Fall die orthogonale Rückprojektion, deren Messfehler a priori am geringsten abweichen dürften.

Oder man verwendet – der Argumentation nach *Frye* folgend – die Ergebnisse der bisher gültigen, durch rechtsmedizinische Fachgesellschaften im Sinne eines „minimal standards“ anerkannten Messtechnik, unabhängig von nachweis- oder begründbaren Abweichungen. Diese Technik ist bei der Schusswinkeldokumentation - wie auch bei der Ausmessung der Grösse von Verletzungsbefunden - die von Hand von einer möglichst gut ausgebildeten Person sorgfältig durchgeführte Messung.

## Cluster Analyse

Eine Cluster-Analyse (Average-Linkage an nicht weiter normierten Winkelmessungen) der Vektorwinkel für die optimierten 3D-Rekonstruktionen belegt eine grösste Übereinstimmung der orthogonalen Rückprojektionen (siehe die nachfolgende Abbildung 47).

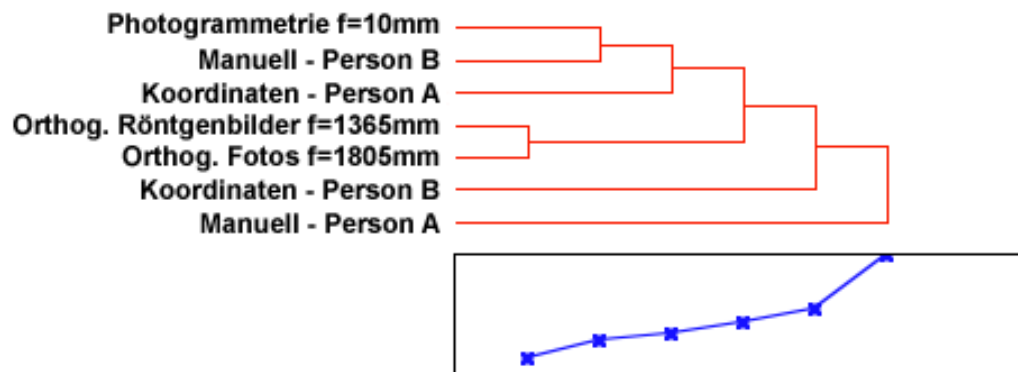


Abbildung 47: Cluster-Analyse der Winkelmessungen zur Darstellung der besten Übereinstimmungen.



## Genauigkeit bei Standard nach Daubert

Nach *Daubert* ist in unserer Studie die Rückprojektion orthogonaler Röntgenbilder als Standard für die Ermittlung von 3D-Modellen zu wählen.

- Bei einem medianen Abstand der am Messdummy erhobenen Koordinatenpunkte (siehe den Abschnitt ab Seite 120) von **46mm** lässt sich der Winkelfehler (siehe die nachfolgende Tabelle 28) also als Distanz-Messfehler angeben (Rechenergebnisse auf 1 Nachkommastelle gerundet) (Prinzip siehe auch die nachfolgende Abbildung 48).
- Die *orthogonale 3D-Rückprojektion* erzielt eine Längenmassgenauigkeit mit einem medianen Messfehler von 0.3mm, mit einem arithmetischen Mittel des Messfehlers von 0.5 mm, und einem 95%-igen Vertrauensintervall der Messung von 0.9mm.
- Die *manuelle Messmethode* erzielt bei der genauesten Messung (Person B) einen medianen Messfehler von 1.0 mm, das arithmetische Mittel dieses Messfehlers beträgt 2.3mm ( $\pm 1.15$ mm), und das 95%ige Vertrauensintervall ist 4.6mm ( $\pm 2.3$ mm) breit. Die ungenaueste Messung von Hand (Person A) liegt mit einem medianen Messfehler von 3.4mm, einem durchschnittlichen Messfehler von 6.5 mm und einem 95%igen Vertrauensintervall von 12.7mm dagegen am weitesten daneben.
- Für das durch *photogrammetrische Rückprojektion* anhand schrägachsig aufgenommener Fotos ermittelte 3D-Modell ergibt sich bei einem durchschnittlichen Längenmass von 29mm ein medianer Messfehler von 1.3mm, das arithmetische Mittel liegt bei 2.4mm, und das 95%ige Vertrauensintervall umfasst eine Breite von 4.7mm.

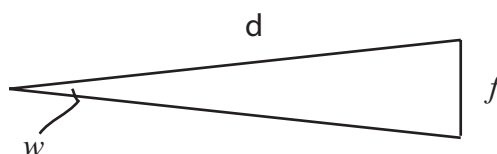


Abbildung 48: Bei bekanntem Winkelmessfehler  $w$  und bekannter Messdistanz  $d$  kann man den Distanzmessfehler  $f$  bestimmen; Gleichungen siehe den Abschnitt ab Seite 131.

Methode	City-Block-Distanz der gesamten Messreihe (n=24 Messstellen) [Winkelgrad]	Durchschnittlicher Messfehler [Winkelgrad]	Rangliste	Medianer Messfehler [Winkelgrad]	Revidierte Rangliste	95% Intervall [Grad]
<b>3D-Modellbestimmung anhand rückprojizierter orthogonaler Fotos (1805 mm rB) und Röntgenbilder (1365 mm rB) Standard gemäss Daubert</b>	<b>13.9</b>	<b>0.6 ± 0.5</b>	<b>1</b>	<b>0.4</b>	<b>1</b>	<b>1.2</b>
Manuelle Messung Distanzen direkt, Person B	70.0	2.9 ± 3.5 (5x ungenauer)	2	1.2 (3x ungenauer)	2	5.7
Manuelle Messung Distanzen indirekt, Person A	72.1	3.0 ± 2.9 (5x ungenauer)	3	2.0 (5x ungenauer)	4	5.9
Photogrammetrie (10 mm rB)	72.7	3.0 ± 2.9 (5x ungenauer)	4	1.6 (4x ungenauer)	3	5.9
Manuelle Messung Distanzen indirekt, Person B	119.3	5.0 ± 4.1 (9x ungenauer)	5	3.6 (9x ungenauer)	5	9.8
Manuelle Messung Distanzen direkt, Person A	195.6	8.1 ± 7.9 (14x ungenauer)	6	4.2 (11x ungenauer)	6	15.9

*Tabelle 28 - Numerischer Vergleich der Messergebnisse (Winkelmessreihen) unter Annahme eines Standards nach Daubert (aus technischer Sicht begründetes Optimum).*

## Genauigkeit bei Standard nach Frye

Methode	City-Block-Distanz der gesamten Messreihe (n=24 Messstellen) [Winkelgrad]	Durchschnittlicher Messfehler [Winkelgrad]	Rangliste	Medianer Messfehler [Winkelgrad]	Revidierte Rangliste
<b>Manuelle Messungen, Distanzen direkt, Personen A und B</b> <i>Standard gemäss Frye</i>	<b>69.5</b>	<b>2.9 ± 2.3</b>	<b>1</b>	<b>2.0</b>	<b>1</b>
Photogrammetrie (10 mm rB)	101.4	4.2 ± 3.7 (1.5x ungenauer)	2	3.5	5
Manuelle Messung Distanzen indirekt, Person A	102.5	4.3 ± 4.0 (1.5x ungenauer)	3	3.2	4
Manuelle Messung Distanzen indirekt, Person B	126.8	5.2 ± 3.9 (1.8x ungenauer)	4	4.6	6
Rückprojektion anhand orthogonaler Röntgenbilder (1365 mm rB)	131.4	5.5 ± 5.5 (1.9x ungenauer)	5	3.0	3
Rückprojektion anhand orthogonaler Fotos (1805 mm rB)	133.5	5.6 ± 5.5 (1.9x ungenauer)	6	2.9	2

*Tabelle 29 - Numerischer Vergleich der Messergebnisse (Winkelmessreihen) unter Annahme eines Standards nach Frye (von den meisten Fachgesellschaften akzeptierter sog. Minimal standard).*

## **5. Formgenauigkeit**

Neben quantitativen Aspekten – Genauigkeit der 3D-Form - sind auch morphologische Aspekte bei der Austestung von Rückprojektionsmethoden von Interesse – wie gut ist die Formrepräsentation der rekonstruierten 3D-Modelle.

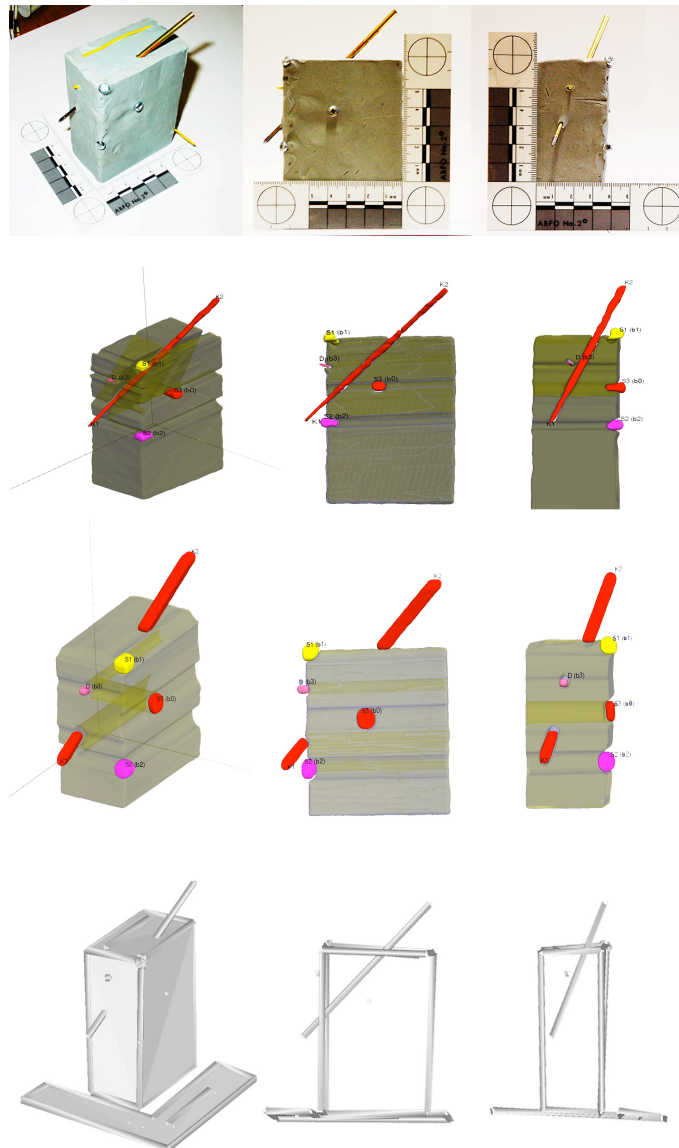
In den folgenden Darstellungen werden zum einen der Messgenauigkeits-Dummy bezüglich übersichtlicher Form-Aspekte verschiedener Methoden dargestellt.

Zum zweiten werden verschiedene, betreffend Formvisualisierung wichtige Details der orthogonalen Rückprojektion untersucht und dargestellt.

[Rest der Seite leer]

## Visualisierung des rekonstruierten Messgenauigkeits-Dummy

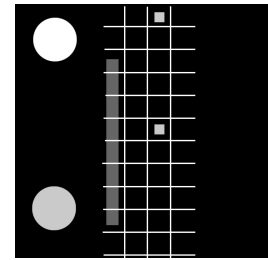
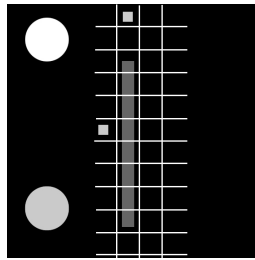
Die verwendeten Rekonstruktionsmethoden erlauben das Erstellen von „ähnlich“ aussehenden 3D-Modellen. Allerdings sind manche der Rekonstruktionen weniger schief als andere.



*Abbildung 49: Messgenauigkeits-Dummy. Erste Reihe: Fotos. Zweite Reihe: Orthogonale Röntgenbilder, rekonstruiert. Dritte Reihe: Orthogonale Fotos, rekonstruiert. Vierte Reihe: Photogrammetrische Rückprojektion anhand mehrerer, schräger Aufnahmen. Linke Kolonne: Schräge Ansichten. Mittlere Kolonne: Ansicht von der Seite. Rechte Kolonne: Ansicht von vorne.*

## Formgenauigkeitsprüfung anhand artifizierter Projektionsdaten

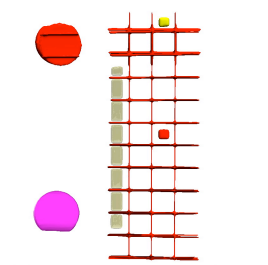
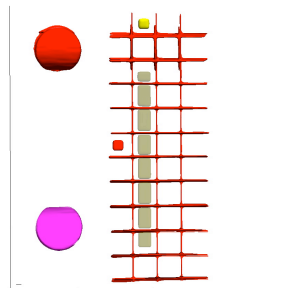
A



Achsen: x-Achse: von links nach rechts.  
z-Achse: von unten nach oben.

Achsen: y-Achse: von links nach rechts.  
z-Achse: von unten nach oben.

B



C

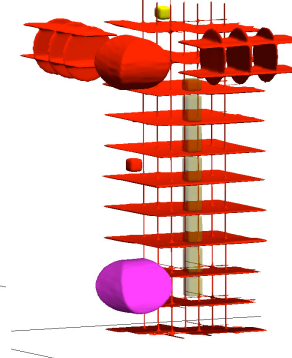
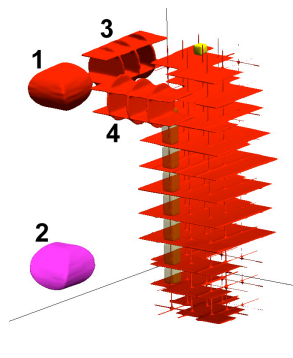


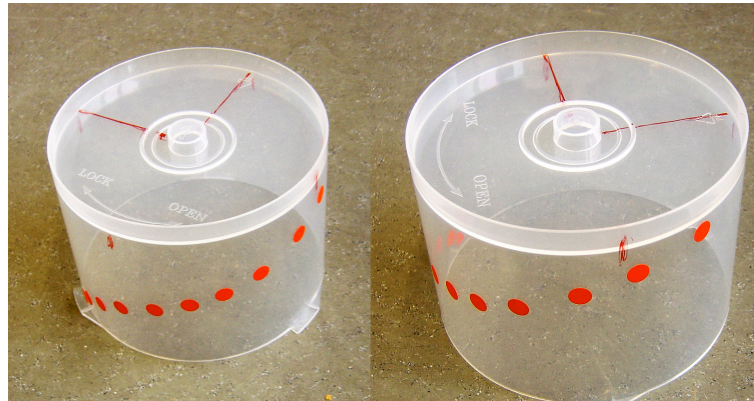
Abbildung 50: Rekonstruiert man die beiden Ansichten einer künstlichen Bildrekonstruktion (A), so erhält man ein interessantes 3D-Objekt (B, C). Dabei werden die Kreise zu Objekten (C: 1, C: 2) rekonstruiert, welche Kugeln ähneln, aber Kanten aufweisen. Da eines dieser Rundobjekte (C: 1) signal- und zeilengleich gemeinsam mit den Linien rekonstruiert wird (B, C: rote Objektstruktur), weist das berechnete 3D Objekt überlagerungsbedingte Artefakte auf (C: 3, C:4). Diese sind beim anderen Rundobjekt (C: 2) deswegen nicht entstanden, da dieses zwar zeilengleich, aber signalverschieden von den in denselben Schichten vorhandenen Linien getrennt rekonstruiert wurde.

Eine Formanalyse der theoretischen Rekonstruktion zweier künstlicher Bilder ergibt, dass die Überlagerung zeilengleicher und signalwertgleicher Strukturen *komplexe 3D-Artefakte* verursacht.

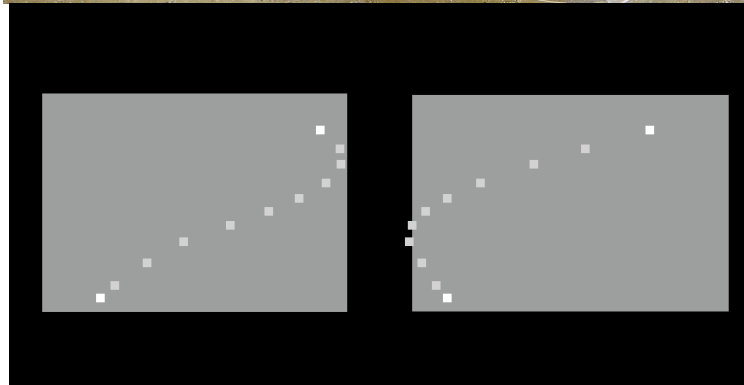
	gleicher Signalwert	verschiedener Signalwert
gleiche Bildzeilen (z-Achse)	<i>komplexes 3D-Artefakt</i> viereckige 3D-Rekonstruktion	viereckige 3D-Rekonstruktion
verschiedene Bildzeilen (z)	viereckige 3D-Rekonstruktion	viereckige 3D-Rekonstruktion

## Kurvatur-Dummy 1: Rundung in der orthogonalen Projektion anhand spiralförmig aufsteigender Markierungspunkte

**A**



**B**



**C**

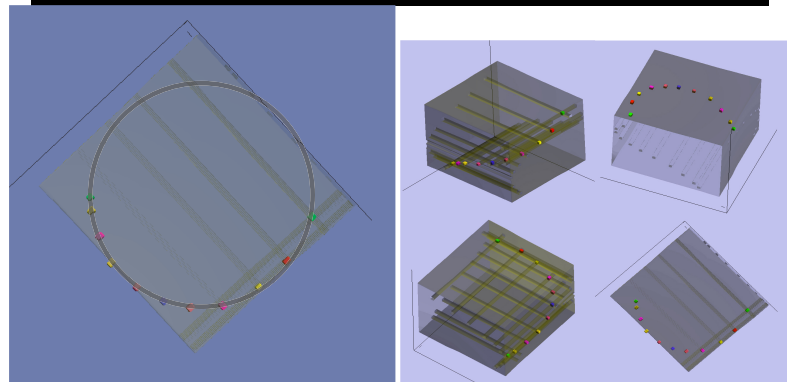

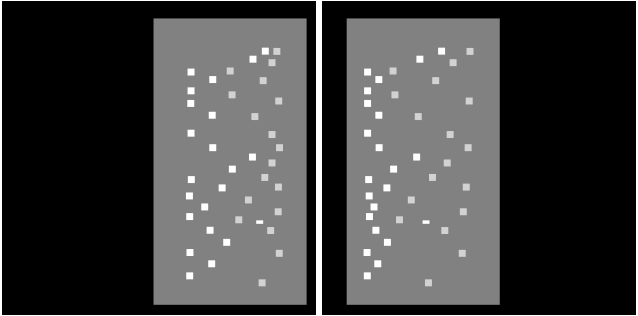
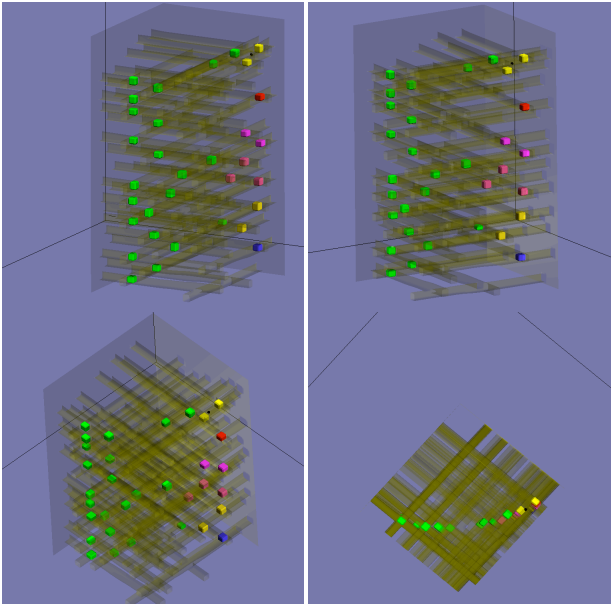


Abbildung 51: Von einem runden Objekt (A, durchsichtiger Plastikdeckel) mit aufgetragenen Markierungspunkten (A, rote Punkte) werden orthogonale (senkrecht aufeinanderstehende) Fotos angefertigt und in digital markiert (B). Die daraus gerechneten 3D-Rückprojektionen dieser Markierungspunkte (C) weisen, auch von oben betrachtet, eine runde Anordnung auf (C: rechts unten).



## Kurvatur-Dummy 2: Rundung in der orthogonalen Projektion anhand mehrerer, z.T. in derselben Schicht vorhandener Markierungspunkte

<b>A</b>	
<b>B</b>	
<b>C</b>	

*Abbildung 52: Dieses Objekt (A: orthogonale Fotos) weist nun mehrere, in z-Achse schichtgleich vorkommende Markierungspunkte auf. Diese werden mit verschiedenen Grautönen markiert (B: z-Achse: in Bildebene von unten nach oben), und so separat rekonstruiert (C). Die kreisrunde Kurvatur des Objekts (A) ist auch an den rekonstruierten Daten (C: rechts unten) einwandfrei repräsentiert.*

## 6. Schusswinkel: Tabellen zum Ablesen von Winkeln und Distanzen

Zur Beurteilung der Frage, welche Genauigkeit zur Abschätzung von Schusswinkeln wichtig ist, muss mit einbezogen werden, dass unsere Körperteile in der Winkelbewegung bestimmte Freiheitsgrade aufweisen, und dass eine Bewegung um einen bestimmten Winkel in der Distanz auch ein Abstandsmass bestimmt. Bei Bewegung um den Winkel  $w$  bestimmt sich nach dem Sinusgesetz der dadurch bestimmte Abstand  $c$  in Distanz  $d$  wie folgt:

$$c = d * \frac{\sin(w)}{\sin(\frac{180-w}{2})}$$

Eine übersichtliche Zusammenstellung häufiger Winkel und Distanzen kann der nachfolgenden Tabelle 30 entnommen werden.

Ist also eine Person in der Lage, ihren Kopf im Nacken um ca. 45 Grad nach oben und 15 Grad nach seitlich unten zu neigen, und gleichzeitig um 70 Grad nach vorne und 40 Grad nach hinten zu drehen, und wird die Schussdistanz auf 10 Meter geschätzt, so ergibt sich für die derart rekonstruktiv definierte Position des Schützen alleine aufgrund der Nackenbeweglichkeit ein möglicher Abschussbereich, der von vorne nach hinten eine Breite von ca. 16 m aufweist, und ein vertikaler möglicher Abschussbereich von 10 Metern.

[Rest der Seite leer]

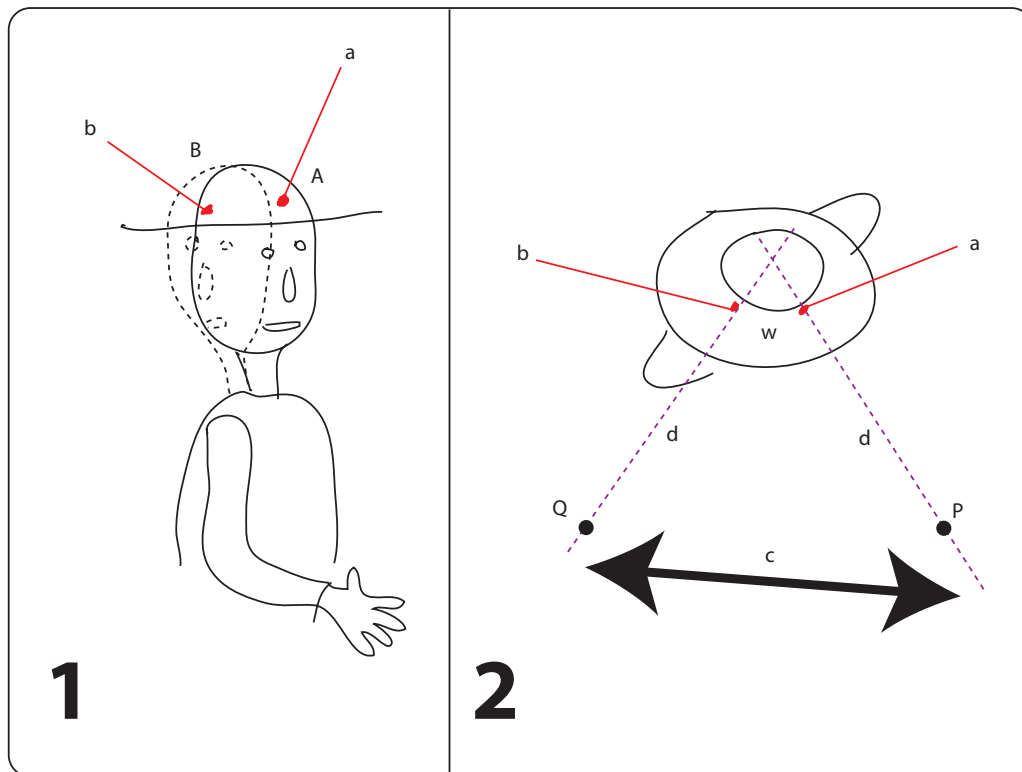


Abbildung 53: Steht eine Person aufrecht da (Bild 1 links), etwa, indem sie eine bestimmte Haltung (A) einnimmt, und weist die Untersuchung des Falls einen Steckschuss mit Einschuss in die Stirne nach (a), so ist ohne weitere Hinweise ebenso denkbar, dass die Person ihren Kopf gedreht hat und eine bestimmte andere Haltung (B) eingenommen hat, wobei sich der Einschuss (b) dann an einem anderen Ort im Raum befindet. Betrachtet man dieselbe Situation von oben (Bild 2 rechts), so erkennt man, wie zwischen den zwei Haltungen (A und B) die rekonstruktiven Überlegungen einen Winkel (w) definieren lassen, welcher mit den beiden Einschussverletzungen (a und b) mit einer anzunehmenden Schussdistanz (d) zwei Schützen (P, Q) in recht grossem Abstand voneinander (c) positionieren. In anderen Worten: unsere rekonstruktive Überlegungen erlauben es uns, die Freiheitsgrade in der Beweglichkeit eines Körpers dazu zu verwenden, Aufenthaltsbereiche zu bestimmen, die eventuell durch weitere Untersuchungsergebnisse eingeschränkt oder noch erweitert werden.

a[deg]	5	10	15	20	25	30	40	50	60	80	100	120	140	150	160	170	179
d [m]																	
0.1	0.01	0.02	0.03	0.03	0.04	0.05	0.07	0.08	0.10	0.13	0.15	0.17	0.19	0.19	0.20	0.20	0.20
0.5	0.04	0.09	0.13	0.17	0.22	0.26	0.34	0.42	0.50	0.64	0.77	0.87	0.94	0.97	0.98	1.00	1.00
1	0.09	0.17	0.26	0.35	0.43	0.52	0.68	0.85	1.00	1.29	1.53	1.73	1.88	1.93	1.97	1.99	2.00
2	0.17	0.35	0.52	0.69	0.87	1.04	1.37	1.69	2.00	2.57	3.06	3.46	3.76	3.86	3.94	3.98	4.00
5	0.44	0.87	1.31	1.74	2.16	2.59	3.42	4.23	5.00	6.43	7.66	8.66	9.40	9.66	9.85	9.96	10.00
10	0.87	1.74	2.61	3.47	4.33	5.18	6.84	8.45	10.00	12.86	15.32	17.32	18.79	19.32	19.70	19.92	20.00
12	1.05	2.09	3.13	4.17	5.19	6.21	8.21	10.14	12.00	15.43	18.39	20.78	22.55	23.18	23.64	23.91	24.00
15	1.31	2.61	3.92	5.21	6.49	7.76	10.26	12.68	15.00	19.28	22.98	25.98	28.19	28.98	29.54	29.89	30.00
17	1.48	2.96	4.44	5.90	7.36	8.80	11.63	14.37	17.00	21.85	26.05	29.44	31.95	32.84	33.48	33.87	34.00
20	1.74	3.49	5.22	6.95	8.66	10.35	13.68	16.90	20.00	25.71	30.64	34.64	37.59	38.64	39.39	39.85	40.00
25	2.18	4.36	6.53	8.68	10.82	12.94	17.10	21.13	25.00	32.14	38.30	43.30	46.98	48.30	49.24	49.81	50.00
30	2.62	5.23	7.83	10.42	12.99	15.53	20.52	25.36	30.00	38.57	45.96	51.96	56.38	57.96	59.09	59.77	60.00
40	3.49	6.97	10.44	13.89	17.32	20.71	27.36	33.81	40.00	51.42	61.28	69.28	75.18	77.27	78.78	79.70	80.00
50	4.36	8.72	13.05	17.36	21.64	25.88	34.20	42.26	50.00	64.28	76.60	86.60	93.97	96.59	98.48	99.62	100.00
60	5.23	10.46	15.66	20.84	25.97	31.06	41.04	50.71	60.00	77.13	91.93	103.92	112.76	115.91	118.18	119.54	120.00
80	6.98	13.94	20.88	27.78	34.63	41.41	54.72	67.62	80.00	102.85	122.57	138.56	150.35	154.55	157.57	159.39	159.99
100	8.72	17.43	26.11	34.73	43.29	51.76	68.40	84.52	100.00	128.56	153.21	173.21	187.94	193.19	196.96	199.24	199.99
120	10.47	20.92	31.33	41.68	51.95	62.12	82.08	101.43	120.00	154.27	183.85	207.85	225.53	231.82	236.35	239.09	239.99
150	13.09	26.15	39.16	52.09	64.93	77.65	102.61	126.79	150.00	192.84	229.81	259.81	281.91	289.78	295.44	298.86	299.99
200	17.45	34.86	52.21	69.46	86.58	103.53	136.81	169.05	200.00	257.12	306.42	346.41	375.88	386.37	393.92	398.48	399.98
250	21.81	43.58	65.26	86.82	108.22	129.41	171.01	211.31	250.00	321.39	383.02	433.01	469.85	482.96	492.40	498.10	499.98
300	26.17	52.29	78.32	104.19	129.86	155.29	205.21	253.57	300.00	385.67	459.63	519.62	563.82	579.56	590.88	597.72	599.98
400	34.90	69.72	104.42	138.92	173.15	207.06	273.62	338.09	400.00	514.23	612.84	692.82	751.75	772.74	787.85	796.96	799.97
500	43.62	87.16	130.53	173.65	216.44	258.82	342.02	422.62	500.00	642.79	766.04	866.03	939.69	965.93	984.81	996.19	999.96

*Tabelle 30: Winkelbewegungsumfang (oberste Reihe: Winkelgrade (a) von 5 bis 179) und Bewegungsausmass bei einem bestimmten Abstand (linke Kolonne: Distanz (d), Abstandsangaben in Meter, von 0.1 bis 500). So kann man einfach ablesen, dass eine Kopfdrehung um 25 Grad bei einem Schuss aus 10 m Distanz rekonstruktiv für den Schützen einen Standort-Unterschied von ca. 4.30 m ausmacht.*

Für die folgenden Körperteile (siehe nachfolgende Tabelle) bestehen anhand einschlägiger orthopädischer Literatur Angaben zu den Freiheitsgraden, welche bei der Schussrichtungsüberlegung stets miteinzubeziehen sind[61], und welche sich auf die anatomische Grundstellung beziehen.

Körperteil	Freiheitsgrade
Kopf mit Hals und Nacken	<p>Nach vorne kann der Kopf maximal um 80-90 Grad gebeugt werden (Flexion); die Endstellung ist erreicht, wenn das Kinn die Brust berührt.</p> <p>Nach hinten kann man den Kopf im Nacken meist bis 70 Grad strecken (Extension). Es gibt keine anatomische Struktur, die hier begrenzend wirkt.</p> <p>Seitlich kann man den Kopf etwa bis höchstens 20-45 Grad nach rechts oder links neigen, wobei der meiste Anteil der Neige-Bewegung zwischen Schädel, erstem und zweitem Halswirbel stattfindet.</p> <p>Um die Körperlängsachse kann der Kopf jeweils etwa bis zu 70-90 Grad nach rechts oder links im Nacken gedreht werden (Rotation).</p>
Brustwirbelsäule	<p>Nach vorne lässt sich die Brustwirbelsäule etwa bis 20 bis 45 Grad beugen (Flexion). Nach hinten kann man die Brustwirbelsäule höchstens um 25 bis 45 Grad überstrecken (Extension).</p> <p>Seitliche Neigebewegungen können die Wirbelsäule um bis zu 20 bis 40 Grad krümmen.</p> <p>Die Rotation nach links und rechts kann maximal 35 bis 50 Grad ausmachen.</p>
Lendenwirbelsäule bzw. Hüfte	<p>Nach vorne lässt sich die Lendenwirbelsäule etwa bis 40 bis 60 Grad beugen (Flexion). Nach hinten kann man die Lendenwirbelsäule um bis zu 20 bis 35 Grad überstrecken (Extension).</p> <p>Seitliche Neigebewegungen können die Lendenwirbelsäule um bis zu 15 bis 20 Grad krümmen.</p> <p>Die maximale Rotation nach links und rechts kann 3 bis 18 Grad ausmachen.</p>

(Fortsetzung nächste Seite)

(fortgesetzt von vorausgehender Seite)

Hüfte	<p>Das Bein kann um bis zu 110-120 Grad in der Hüfte gebeugt werden. Die maximale Überstreckung beträgt 0 bis 15 Grad.</p> <p>Die Abspreizung bzw. Abduktion beträgt bis zu 30 bis 50 Grad. Die Adduktion kann bis 30 Grad ausmachen.</p> <p>Die Innenrotation ist bis zu 30 bis 40 Grad möglich. Die Aussenrotation macht bis zu 40 bis 60 Grad aus.</p>
Knie	<p>Im Knie kann das Bein bis zu 0 bis 135 Grad gebeugt werden, und bis zu 0-15 Grad überstreckt.</p> <p>Die Innenrotation kann bis 20-30 Grad ausmachen, die Aussenrotation bis 30-40 Grad (wobei Schienbein gegen Oberschenkelknochen dreht).</p>
Sprunggelenke	<p>Die Füße können bis zu 50 Grad sohlenwärts gebeugt (Plantarflexion) und bis zu 20 Grad nach oben gezogen werden (Dorsiflexion).</p> <p>Die Einwärtsdrehung (Supination) geht bis zu 45 bis 60 Grad, die Auswärtsdrehung (Pronation) bis zu 15 bis 30 Grad.</p>
Schultern	<p>Seitliches Anheben eines Armes ist möglich bis zu 170 bis 180 Grad, Anheben eines Arms nach vorne bis zu 160 bis 180 Grad und Anheben nach hinten (inklusive Schulterblattbewegung) bis zu 170 bis 180 Grad.</p> <p>Auswärtsdrehen des Arms ist möglich bis 80 bis 90 Grad. Einwärtsdrehen geht bis 60 bis 100 Grad.</p> <p>Ohne Schulterblattbewegung kann der Arm in der Schulter nach hinten bis zu 50 bis 60 Grad gestreckt werden (eigentl. Extension). Zum Körper hin (Adduktion) ist die Schulterbeweglichkeit bis 50 bis 75 Grad.</p>
Ellbogen	<p>Der Arm kann im Ellbogen bis 140 bis 150 Grad gebeugt werden. Überstreckung ist um 0 bis 10 Grad möglich. Die Einwärtsdrehung (Supination) ist maximal zu 90 Grad möglich. Die Auswärtsdrehung (Pronation) ist bis 80 bis 90 Grad möglich.</p>
Handgelenke	<p>Das Handgelenk kann bis zu 80 bis 90 Grad gebeugt und bis zu 70 bis 90 Grad gestreckt werden.</p> <p>Die Auswärtsbeugung (radiale Abwinkelung) geht bis zu 15 Grad. Die Einwärtsbeugung (ulnare Abwinkelung) ist bis zu 30 bis 45 Grad möglich.</p>

## **7. Gutachterliche Angaben, die auf die notwendige Richtungsgenauigkeit bei Schussverletzungen rückschliessen lassen**

Das Problem bei der gutachterlichen Beurteilung möglicher Richtungen von Schussverletzungen ist *nicht*, dass zwei Punkte im Raum keine Linie definieren – das Problem ist, dass sehr viele Freiheitsgrade sehr viele mögliche Positionen zulassen.

Im folgenden werden einige ausgewählte, auf unterschiedliche gutachterliche Erfahrung abgestützte Formulierungen aus der rechtsmedizinischen Begutachtung der Richtung von Schussverletzungen zur Verdeutlichung möglicher Schwierigkeiten in der Schussbegutachtung abgedruckt.

### **Erfahrene Obduzenten:**

„Der Schusskanal durchlief den Schädel von hinten rechts nach vorne rechts annähernd horizontal. Dazu ist zu bemerken, dass je nach Kopfhaltung aus Sicht der Waffenposition vielfältige gegenseitige Positionen zwischen Schützen und Getroffenem denkbar sind“. (ON 96-288)

„Die rechtsmedizinischen Abklärungen haben ergeben, dass [...] zwei Körperdurchschüsse erlitten hat. Es fand sich ein Durchschuss von der Aussenseite zur Beugeseite des linken Unterschenkels. [...] Weiter konnte ein Durchschuss von der Schulter vorne links zum Rücken seitlich rechts festgestellt werden.“ (ON 02-311)

„[...] starb [...] an den Folgen von Schrotschusstreffern, die ihn von vorne, von hinten und von der rechten Seite an Kopf, Rumpf und am rechtem Arm getroffen hatten.“ (ON 01-111)

### **Berufsanfänger:**

„Der Schussverlauf senkt sich dabei um ca. 5° von der horizontalen Achse nach unten und bewegt sich ungefähr 10° von einer gedachten frontalen Achse nach hinten.“ (ON 02-013)

## 8. Vergleich von Kosten, Zeitaufwand und Messfehler

Messfehler, Kosten und Resultat sollen in vernünftigem Verhältnis zueinander stehen. Für diese Arbeit geht es beispielhaft um die Frage der Winkelmessung zwischen Schusswunden.

Wie die nachfolgende Tabelle 31 zeigt, kann man den geschätzten durchschnittlichen Zeitaufwand für eine 3D-Darstellung und –Auswertung, anfallende Kosten in Franken sowie die Messfehler dazu verwenden, einen Bewertungsscore auszurechnen.

Dabei ist entscheidend, welche Kriterien man bewertet; und da verschiedene Gewichtungen vertretbar sind, haben wir bestimmte, konkrete Bewertungen anhand des vorliegenden Zahlenmaterials vorgenommen. Da normalisierte Zahlenwerte addiert werden, und da kleine Zahlenwerte gut sind (wenig Zeit, wenig Kosten, wenig Messfehler), ist jeweils der tiefste Bewertungsscore am „besten“.

*Bewertung 1:* Spielt der Zeitaufwand keine Rolle – etwa, wenn man die Arbeit delegieren kann –, und sollen Genauigkeit und Sachkosten gegeneinander abgeglichen werden, so ist die Rückprojektion orthogonaler Röntgenbilder Mittel der Wahl. Zweitbeste Möglichkeit ist, wenn man daran denkt und solche vorhanden sind, die Auswertung bestehender CT-Daten, da diese zum einen kostengünstig und zum zweiten genau ist. Zwar ist eine manuelle Messung nicht teuer, aber auch nicht ganz so exakt, so dass sie in dieser Bewertung auf Rang 3 landet. Am schlechtesten schneidet die postmortale CT-Untersuchung bei dieser Bewertung ab – nicht, weil sie nicht genau messen würde, aber weil sie vergleichsweise teuer ist.

*Bewertung 2:* Gewichtet man die Bedeutung der Messgenauigkeit höher als die Sachkosten, dann ändert sich die Reihenfolge geringfügig gegenüber der ersten Bewertungsmethode.

*Bewertung 3:* Gewichtet man den Zeitaufwand geringfügig mit, Kosten und Messfehler aber je 3fach höher, so rangiert als erste Wahl die Auswertung von ante-mortem CT-Daten. Auf zweitem Rang liegt die manuelle Ausmessung, die zwar einen gewissen Messfehler mit sich bringt ( $\pm 2.3$  mm als 95%-iges Vertrauensintervall), aber extrem rasch und kostengünstig vonstatten geht. Auf Rang drei und vier findet man die Methoden der postmortalen Bildgebung, bei denen auch der erhöhte Zeitaufwand aus der Sache heraus nicht zu vermindern ist.

*Bewertung 4:* Spielen die Kosten keine Rolle – was bei gewissen Untersuchungen der Fall sein kann –, sondern spielen lediglich Zeitaufwand



– raschmöglichst – und Genauigkeit – so wenig fehlerhaft wie möglich – eine Rolle, so ist die ante- oder postmortale CT-Untersuchung als beste einzusetzen. Auf Rang 3 folgt die manuelle Messung, die zwar nicht genau, aber extrem rasch durchzuführen ist. Erst auf Rang 4 kommt nun die orthogonale Rückprojektion, deren Zeitaufwand etwas höher ist.

In der Mischrechnung – Durchschnitt der Rangnoten der verschiedenen Betrachtungsweisen – findet sich auf Platz 1 die Auswertung von ante-mortem-CT-Daten, da bestehende und präzise Dokumentationsleistungen kostengünstig genutzt werden können. Auf Platz 2 findet sich die Rückprojektion orthogonaler Röntgenbilder, die günstig, vergleichsweise genau, und innerhalb nützlicher Frist zu bewältigen ist. Auf Platz 3 liegt die manuelle Ausmessung, die zwar sehr schnell und sehr billig, aber auch am wenigsten genau ist. Erst auf Platz 4 findet sich die postmortale CT-Bildgebung, die für die erzielte Genauigkeit teuer und doch vergleichsweise zeitaufwendig ist.

Technik	Zeitaufwand [C]	Sachkosten [A]	Messfehler [95 %] [Distanz=B]	Bewertung 1 $P=A_{\text{norm}}+B_{\text{norm}}$	Bewertung 2 $P=A_{\text{norm}}+3*B_{\text{norm}}$	Bewertung 3 $P=A_{\text{norm}}+3*B_{\text{norm}}+3*C_{\text{norm}}$	Bewertung 4 $P=B_{\text{norm}}+C_{\text{norm}}$	Durchschnittliche Bewertung der Rangnoten
Manuelle Messung	15 Minuten	25 CHF	5.7 Grad 4.6mm	<b>0.67</b> Rang 3	<b>3.67</b> Rang 4	<b>0.03</b> Rang 2	<b>0.28</b> Rang 3	3.00
Orthogonale Röntgenbilder und 3D- Modell – eine Körperregion	55 Minuten	150 CHF	1.2 Grad 0.9mm	<b>-1.03</b> Rang 1	<b>-2.10</b> Rang 1	<b>1.10</b> Rang 3	<b>0.53</b> Rang 4	2.25
CT Post mortem	45 Minuten	1200 CHF	1.0 Grad 1.0mm	<b>0.95</b> Rang 4	<b>0.00</b> Rang 3	<b>1.49</b> Rang 4	<b>0.02</b> Rang 2	3.25
CT Ante mortem*	30 Minuten	300 CHF	1.0 Grad 1.0mm	<b>-0.59</b> Rang 2	<b>-1.55</b> Rang 2	<b>-2.62</b> Rang 1	<b>-0.83</b> Rang 1	1.50

*Tabelle 31: Vergleich von 3D-Ausmessung von Lokalisationen bzw. Winkeln etwa bei Schussverletzungen und deren Zeitaufwand und Kostenfolge. Dabei besteht bei gewissen Todesfällen die Möglichkeit, bereits bei vor dem Tod angefertigten CT-Daten Auswertungen vorzunehmen, was dann natürlich entsprechend günstig sind, da es lediglich eine Datenauswertung vorzunehmen gilt. Eine willkürliche Bewertungsformel, deren numerisches Ergebnis dann „besser“ andeutet, wenn der Wert hoch ist, und „schlechter“ bedeutet, wenn der Wert tief ist, zeigt unter den konventionellen Methoden die manuelle Messung als Sieger noch vor der Verwendung der orthogonalen Röntgenbilder. Man kann aber anhand dieser Angaben auch andere Einschätzungen vornehmen, je nach bedürfnis- oder möglichkeitsorientierter Gewichtung. Die Tabelle verdeutlicht aber auch, dass in einer gemischtwertigen Gewichtung der Vorzug einer manuellen Messung auch anhand klarer Zahlen verdeutlicht werden kann.*

## 5. Rechtsmedizinische Anwendungsbeispiele mit Rückprojektion von Schusswinkeln und Lokalisation von röntgendichten Partikeln

Die folgenden Beispiele illustrieren die Anwendung der orthogonalen Rückprojektion anhand zweier Röntgenbilder.

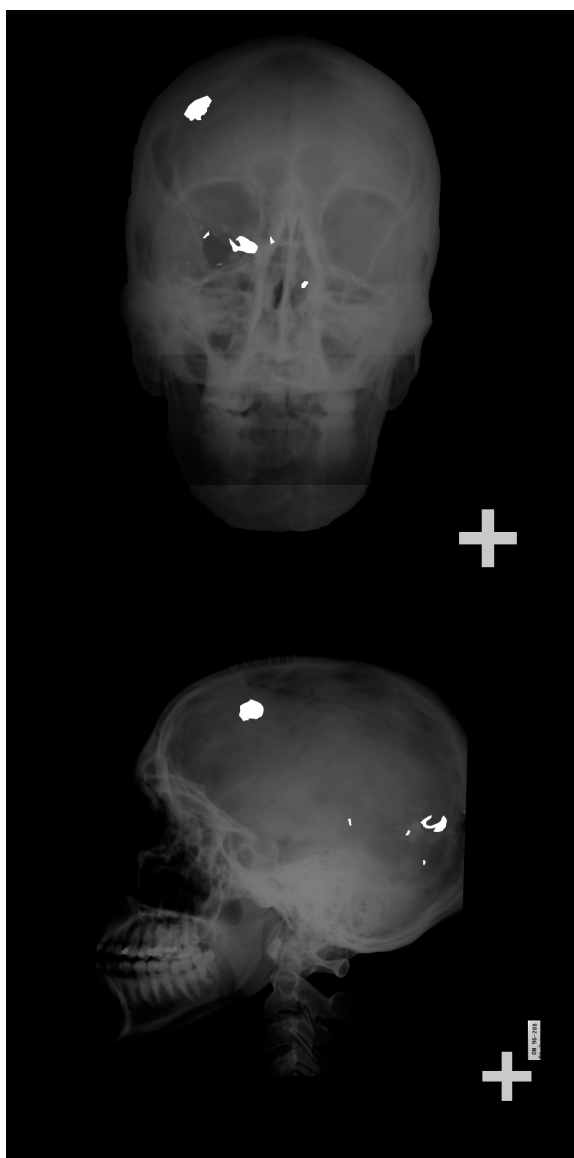
### **Befund Nr. 1 - Steckschuss von occipital mit Projektilendlage unter der Schädelkalotte, Tötungsdelikt**

Zeugen hätten vor allem aufgrund des beim Aufprall entstehenden *Knalls* bemerkt, dass ein männlicher Autolenker mit seinem Personenwagen frontal mit einem Kandelaber kollidiert sei. Bei ihm kam im Weiteren eine Einschusswunde am Hinterkopf zum Vorschein; er starb kurze Zeit später an den Folgen der schussbedingten Kopfverletzung. Die Einschusswunde wurde aus rechtsmedizinischer Sicht als Fernschuss beurteilt. Tatwaffentyp und Munitionstyp wurden polizeilich ermittelt.

Während die orthogonalen Röntgenbilder dieses Kopfsteckschusses zwar die Rückschlüsse möglicher Schussrichtungen anhand der Lage der Projektilteile und Knochensplitter zulassen, sind Rückprojektionen gerade bezüglich der Schussrichtung in Relation zum Kopf bei diesem Fahrzeuglenker interessant.

So zeigt Bild *e* in Abbildung 55 einen Blick *in Richtung der direkten Verbindungslinie zwischen der Einschussgegend mit einem halbrunden Projektilfragment und der Endlage des grössten Projektilfragmentes*: dabei erscheint der Kopf nach vorne und leicht nach links geneigt.

[Rest der Seite leer]



*Abbildung 54: Röntgenbild a-p und seitlich bei einer männlichen Leiche mit röntgendichten, umschriebenen Metallablagerungen. Dabei ist das am Hinterkopf (occipital) gelegene Fragment eher ringförmig, das gegen den Scheitel (parietal) auf der rechten Seite liegende Metallfragment eher rundlich.*

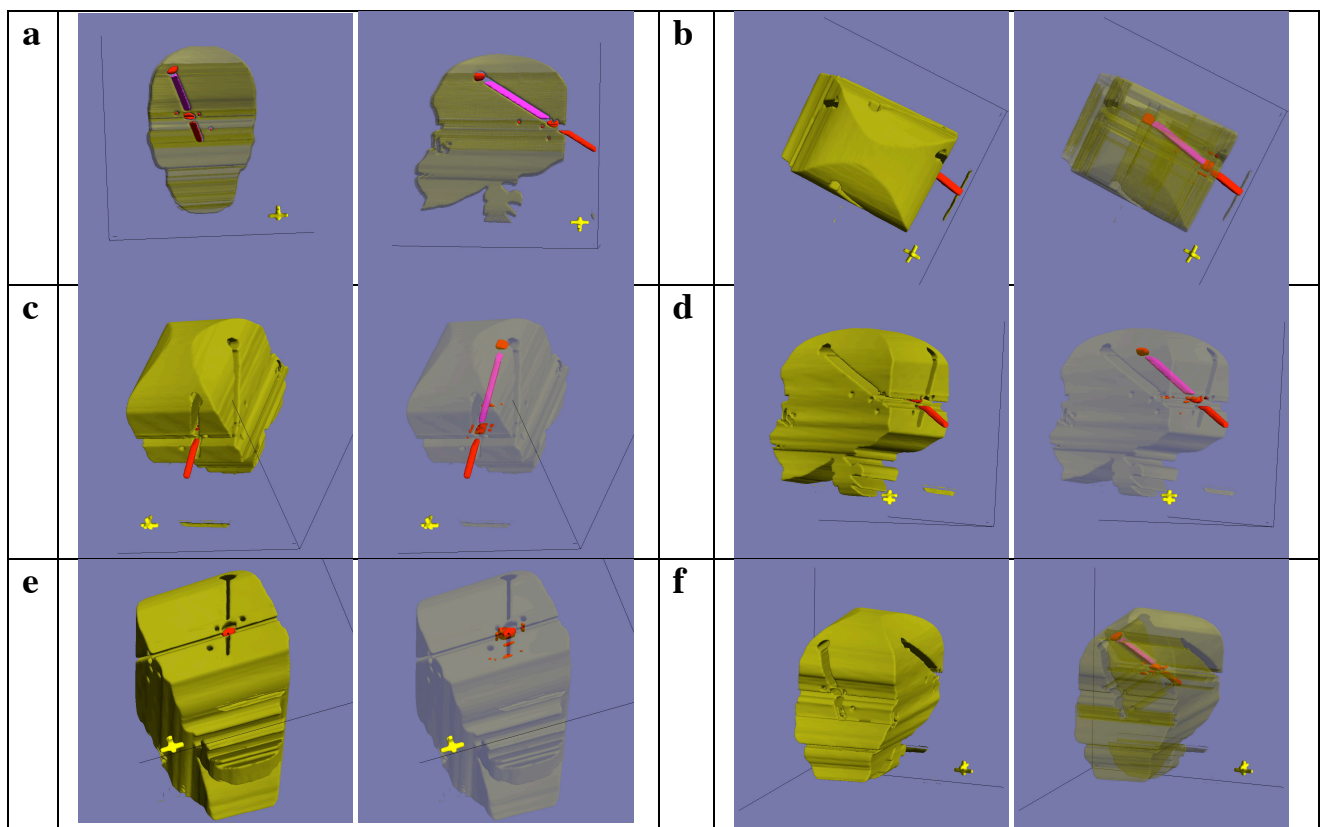


Abbildung 55: Das 3D-Modell sieht in der a-p und seitlichen Projektion (a) dem Röntgenbild ähnlich, wobei der Schädel gegenüber der bekannten anatomischen Norm gewisse Formungenauigkeiten aufweist; der mit direkter Verbindung zwischen eintrittsnahem und grösstem Projektilfragment angenommene Schussverlauf weist in der vereinfachten Punkte-Verbindungsmethode eine Richtung auf, die mit 30 Grad von hinten nach vorne ansteigend ist (a, rechts), und die von der Körpermitte nach rechts seitlich verläuft (a, links). Von oben betrachtet (b), ergibt sich so eine Schussrichtung von hinten mittig nach vorne rechts seitlich - mit einer geringgradigen Abweichung nach vorne rechts – und von hinten nach vorne. Weitere Ansichten (c,d,f) vermitteln ein anschauliches Bild des auf diese Weise rekonstruierten Schussverlaufs. Zur Nachempfindung der Sektionssaaltechnik mit Einführen einer Sondiernadel wurde eine Linie (rosarot) mitgerechnet.

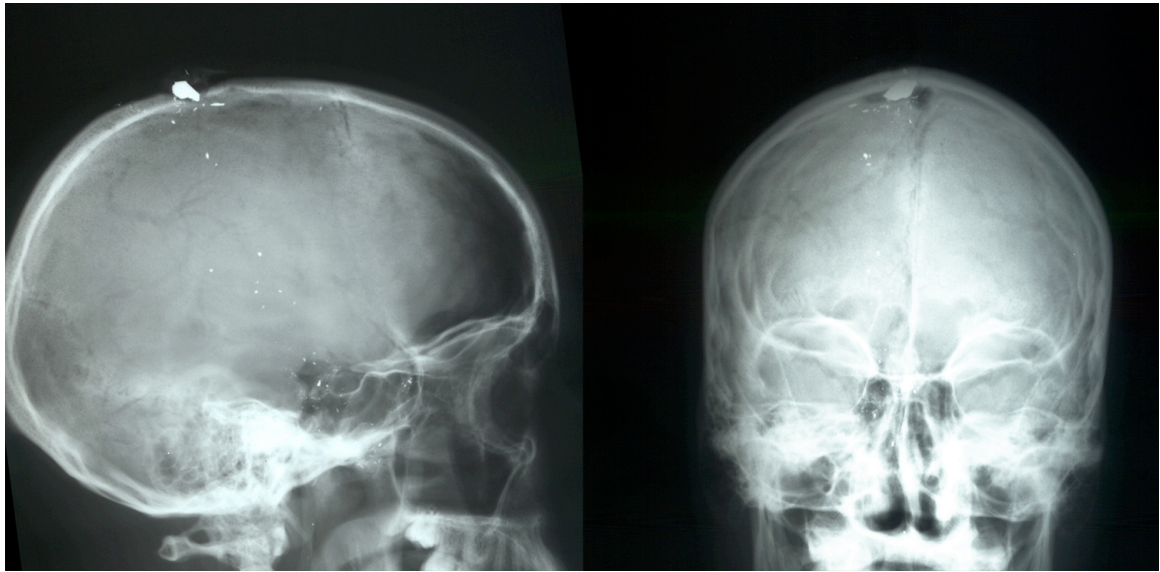
## **Befund Nr. 2 - Mund-Steckschuss mit Projektilendlage am Scheitel (parietal), Suizid**

Aufgrund der Fundumstände mit Abschiedsbrief handelte es sich um eine Selbsthandlung durch Mund-Steckschuss mit einer Kleinkaliber-Matchwaffe, bei der die Hülse im verklemmten Patronenlager vorgefunden wurde.

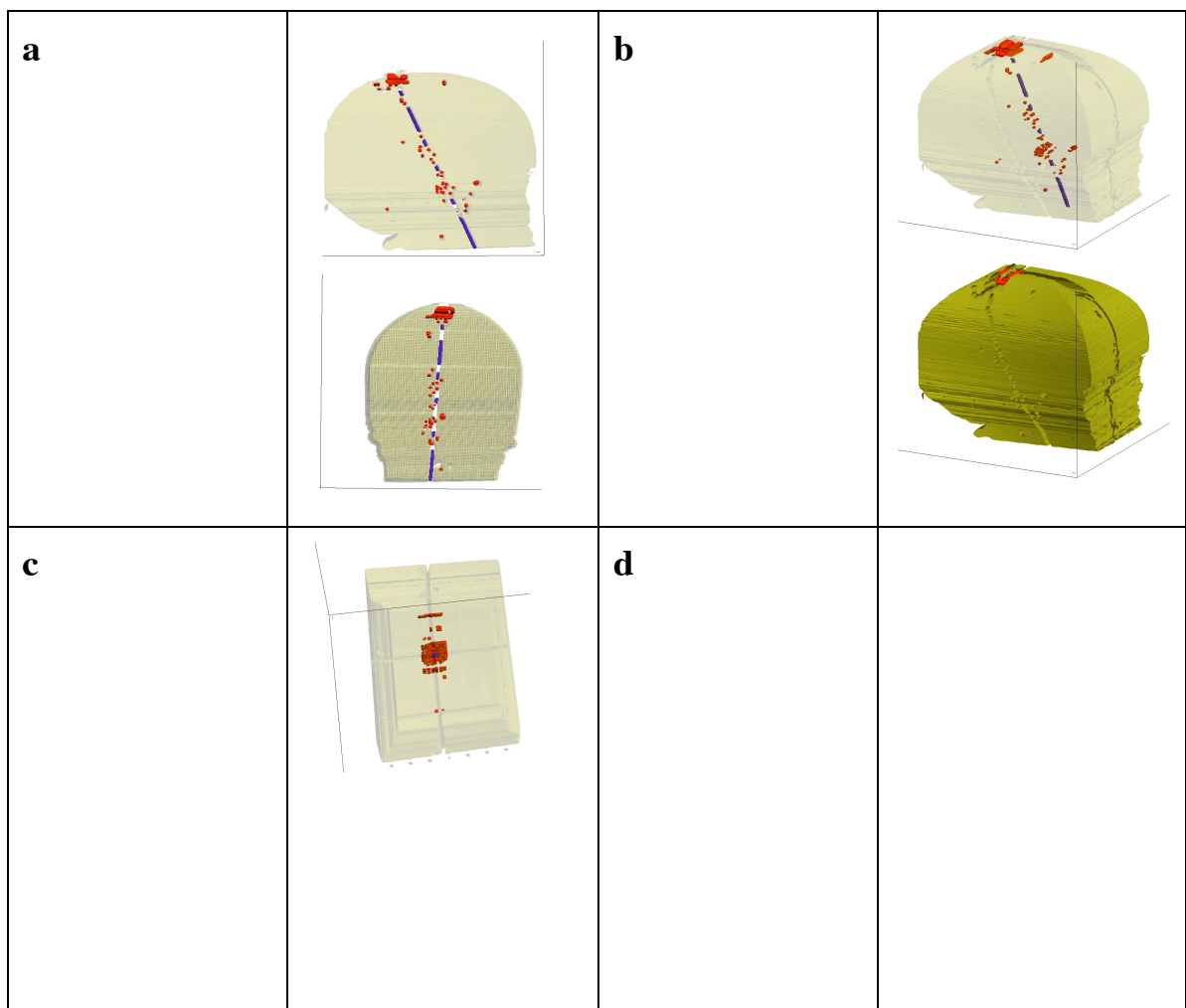
Forensisch-pathologisch wird die Wahrscheinlichkeit des Vorliegens einer Selbsthandlung bei Schuss vor allem durch das Fehlen anderer Verletzungen, durch das Fehlen einer chemisch-toxikologisch nachweisbaren Beeinträchtigung, durch entsprechende Schmauchbefunde, durch dem Opfer zugängliche Einschussdistanzen und –lokalisation(en), sowie durch die Übereinstimmung von Waffe, Wundmorphologie und Projektil erhöht.

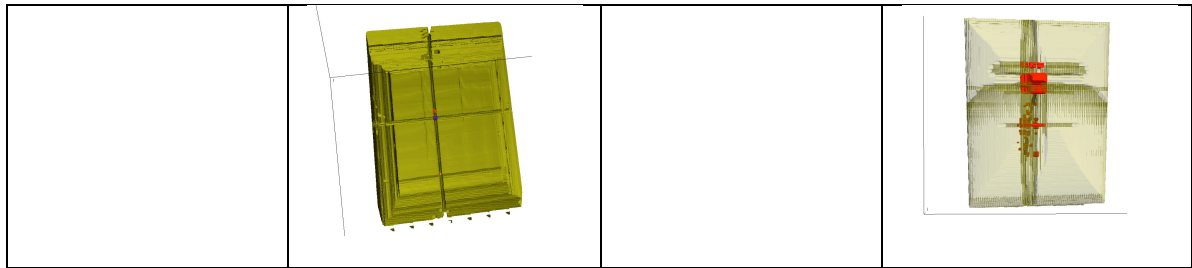
Hier spricht der aufgrund der Anordnung der röntgendichten Partikel von hinten in der Mundhöhle ausgehendem Verletzungs-Bereich dafür, dass die Mündung der verwendeten Schusswaffe weit in die Mundhöhle eingeführt worden sein muss, und dass der Unterkiefer bei der Schussabgabe recht weit geöffnet worden sein muss. Das sichergestellte Projektilteil entsprach einem Bleiprojektil.

[Rest der Seite leer]



*Abbildung 56: Orthogonale Röntgenbilder eines Kopfs nach tödlichem Mundschiuss. Projektilendlage am Scheitel (parietal).*





*Abbildung 57: Die 3D-Modelle stimmen in übersichtlichem Vergleich zunächst in den orthogonalen Ansichten mit den Röntgenbildern überein (a). Rot dargestellt sind in Bezug auf ihre unmittelbare Umgebung röntgendichtere Röntgenbefunde, die nicht einer Normalanatomie entsprechende Fragmente darstellen. Eine Ansicht schräg von vorne rechts (b) zeigt einen anhand einer blauen Linie im 3D-Modell dargestellten, vereinfachten „Schussverlauf“, der relativ steil vom Hinterrand des harten Gaumes nach dem Scheitel verläuft. Ein Blick von unten nach oben - in Schussrichtung – zeigt, dass die meisten Partikel relativ dicht um den Schusskanal liegen.*



### **Befund Nr. 3 - Kopfschuss in die rechte Schläfe, Suizid**

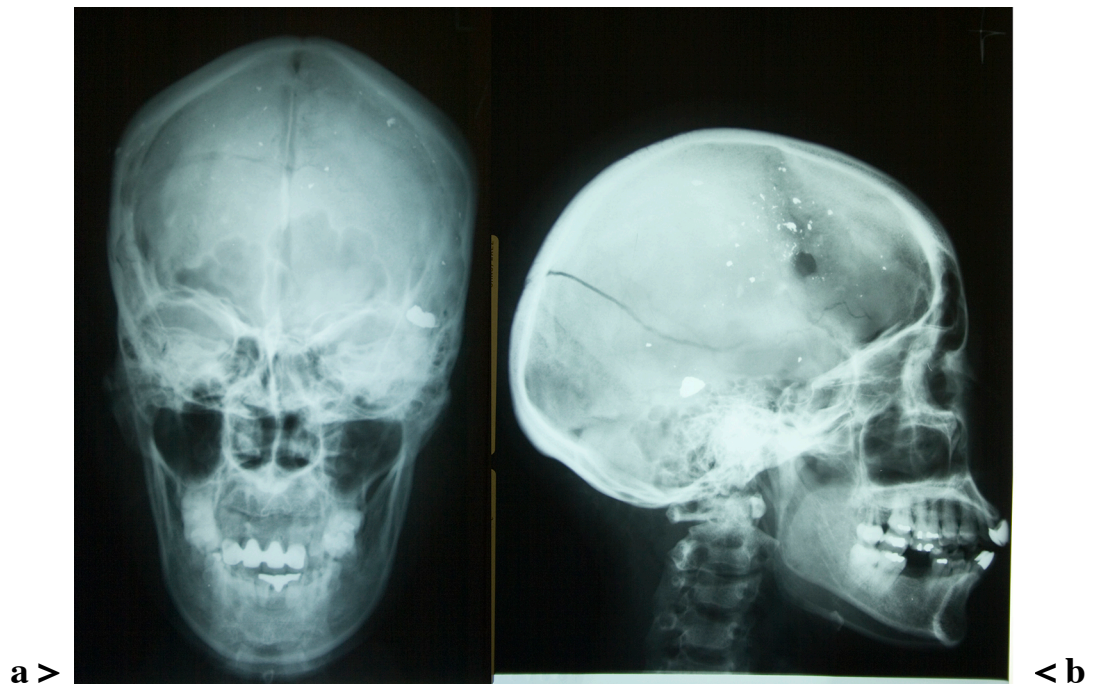
Beim Tanzen in einem Tanzlokal habe eine Tänzerin ihren eigenen Revolver des Kalibers 22 Magnum gezogen und sich damit ein Projektil in den Kopf geschossen. Dieser Hergang sei von mehreren Anwesenden bezeugt worden. Weitere polizeiliche Abklärungen ergaben zusätzliche Anhaltspunkte für den Hintergrund und die Motivation einer Selbsthandlung, u.a. einen Abschiedsbrief.

Währenddem das grösste Projektilteil unterhalb (kaudal) des Einschusses liegt, finden sich zahlreiche kleine röntgendichte Splitter oberhalb (kranial / parietal) des Einschusses.

Währenddem man aufgrund der Röntgenbilder versucht sein könnte, hier eine direkte Verbindungslinie zwischen Einschuss und grösstem Projektilteil vorzunehmen, beschreibt der Untersuchungsbericht die folgenden Befunde, aufgrund welcher man von einem Ricochet an der Schädeldeckeninnenseite ausgehen muss:

*Am Gehirn selbst zeigt sich ein ca. 10 – 15 Grad nach hinten und 20 – 25 Grad nach oben verlaufender Schusskanal [..]. Nach Durchtritt durch die Harte Hirnhaut und Anprall an der Schädeldecke – ohne Verletzung derselben – sinkt das Projektil praktisch senkrecht nach unten und wird peripher im linken Schläfenlappen sichergestellt.*

[Rest der Seite leer]



*Abbildung 58: Röntgenbild mit Projektilendlage rechts (siehe das antero-posteriore-Bild [a]) in der mittleren Schädelgrube (siehe das Seitenbild [b]). Der Einschuss befindet sich an der rechten Schläfe (runder Knochendefekt gut erkennbar im Seitenbild [b]).*

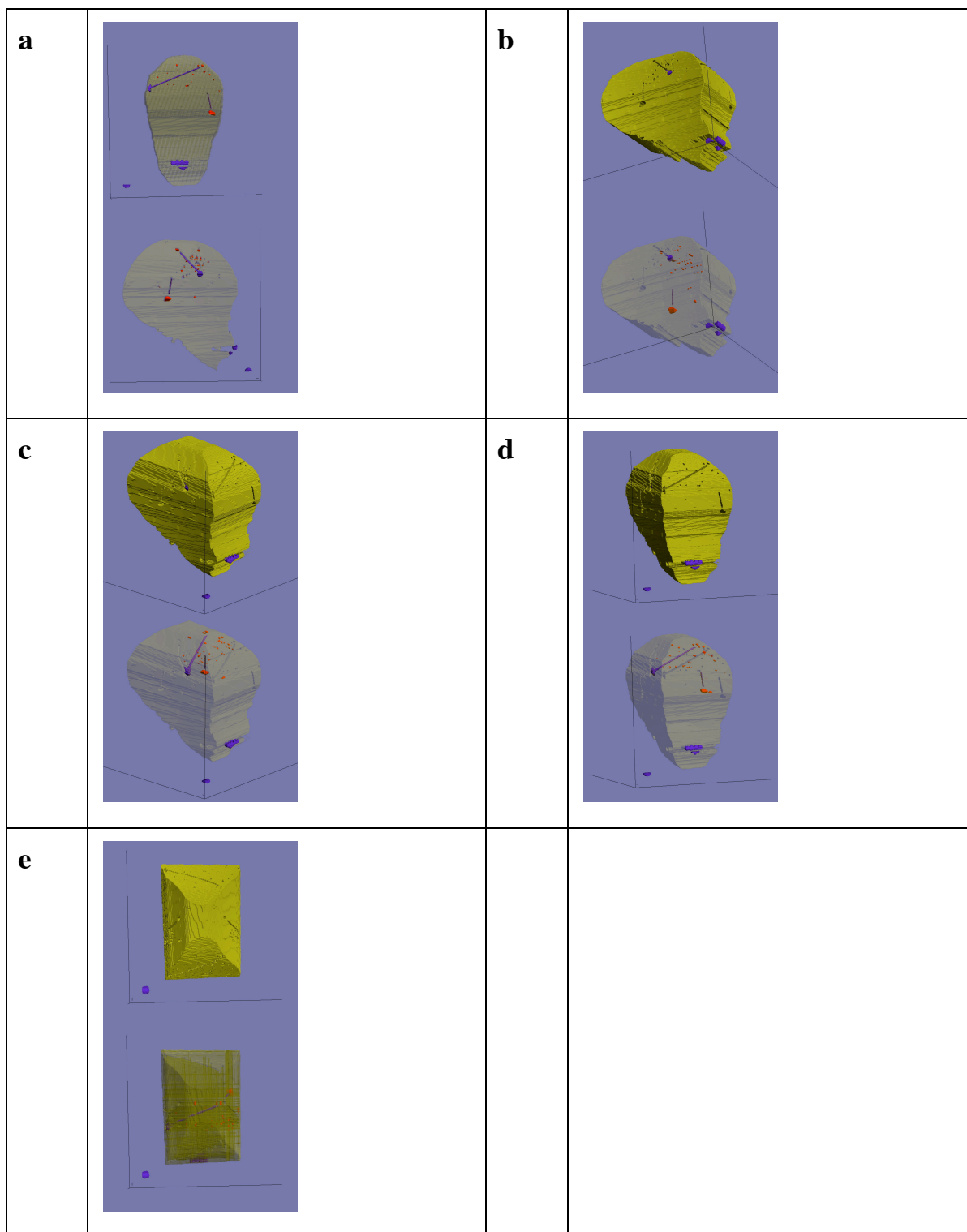


Abbildung 59: Das 3D-Modell zeigt in der orthogonalen Projektion – also in gleicher Projektion wie die zugrundeliegenden Röntgenbilder – vergleichbare Befunde wie die Röntgenbilder (siehe vorausgegangene Abbildung) (a). Dabei sind röntgendichte, der normalen Anatomie fremde röntgendichte Befunde – Knochenfragmente und Metallpartikel – rot dargestellt, die Einschussknochenverletzung und die durch Linienverbindung vereinfacht dargestellten sog. „Schussrichtungen“ wurden blauviolett

*dargestellt. Ebenso blauviolett zur Kontrolle zahnärztliche Arbeiten an den oberen Schneidezähnen, sowie eine zur Orientierungskontrolle eingebrachte, rechts vorne unten – ausserhalb des Schädels - lokalisierte Markierung. Ein Blick in Richtung des aufgrund der ersten Linie ansteigenden, von seitlich vorne nach hinten mittig verlaufenden Wundkanals zeigt bildlich, was im Protokoll dementsprechend beschrieben wurde.*

## **Befund Nr. 4 – Case-Report mit zunächst auf Suizid verdächtiger Fundsituation einer 35-jährigen Frau mit Kopfsteckschuss**

In einem wissenschaftlichen Case-Report [20] wird eine Fundsituation des Leichnams einer 35-jährigen Ehefrau eines US-amerikanischen Soldaten beschrieben, zu dem die US-amerikanische Militärpolizei vor Ort ausgerückt war.

Es soll sich bei dieser Frau aufgrund des ersten Augenscheins um einen an der rechten Schläfe aufgesetzten Einschuss mit einem Revolver des Kalibers .22 gehandelt haben. Der Revolver habe dem Ehemann gehört. Die Frau habe an Depression gelitten, vorausgegangene Suizidversuche seien nicht bekannt gewesen. Vor Ort hätten sich drei Abschiedsbriefe gefunden. Der Todesfall sei durch die US-amerikanische Militärpolizei zunächst als Suizid beurteilt worden, der Ehemann habe den Leichnam seiner Frau am nachfolgenden Tag kremieren lassen.

Die drei Abschiedsbriefe seien laut Laboranalysen der Handschrift alle von der Frau verfasst worden. Sie datierten laut weiteren Untersuchungen aber möglicherweise längere Zeit zurück; so habe die Frau Dritten gegenüber bereits Monate vor dem Ereignis mitgeteilt, sie hätte solche Briefe verfasst, und ihr Mann hätte diese gefunden und konfisziert. Der Mann habe mit seiner Frau laut deren Angehörigen Streit gehabt. Er habe eine Beziehung mit einer anderen Frau gehabt, und nach dem Suizid Versicherungsgeld in der Höhe von 150'000 US-Dollar eingefordert. An einem der Umschläge mit den Abschiedsbriefen habe sich Speichel des Mannes – nicht der Frau – befunden. Unter diesen nachträglich zum Vorschein kommenden Verdachtsmomenten wurde die Fundsituation noch einmal genau betrachtet.

Die rechte Hand der Verstorbenen soll auf ihrer Brust gelegen haben, den Revolver ihres Mannes haltend, wobei alle Finger den Revolvergriff umklammerten – und der Zeigefinger nicht am Abdruck lag. Daraufhin hätten die Untersuchungsbehörden eine Klärung dieser manuellen Umklammerung durch eine 3-dimensionale Rekonstruktion der Schussrichtung verlangt.

Es ist nun möglich, die im Artikel abgedruckten Röntgenbilder einzuscannen, und ebenfalls zu einem 3D-Modell zu gelangen. Da es uns in diesem Fall interessant erschien, die Lokalisation des Hirnstamms noch mitzurekonstruieren, haben wir den ungefähren Bereich dieser Hirnzentren in den Röntgenbildern ebenfalls markiert. Das 3D-Modell mit angenommener Schussrichtung als direkte Verbindung der Endlage des grössten Projektilfragments und der im Case-Report angegebenen

Einschusslokalisation zeigt, dass die Distanz zum Hirnstamm gut 6-10 cm beträgt.

[Rest der Seite leer]

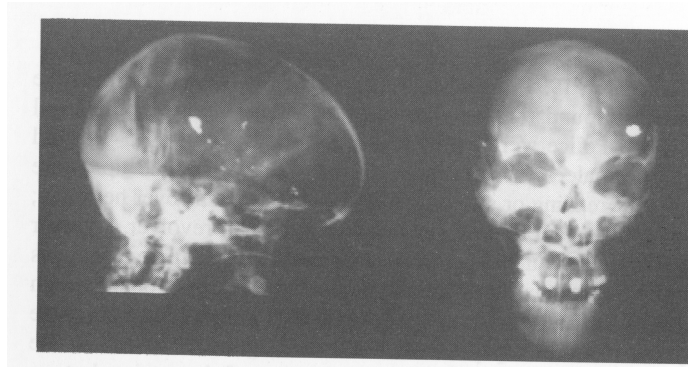


Abbildung 60: Röntgenbilder, eingescannt aus dem Case-Report von Oliver et al. (1991) [20] - Reprinted, with permission, from the Journal of Forensic Sciences, Vol. 40, Issue 2, copyright ASTM International, 100 Barr Harbor Drive, West Conshohocken, PA 19428.

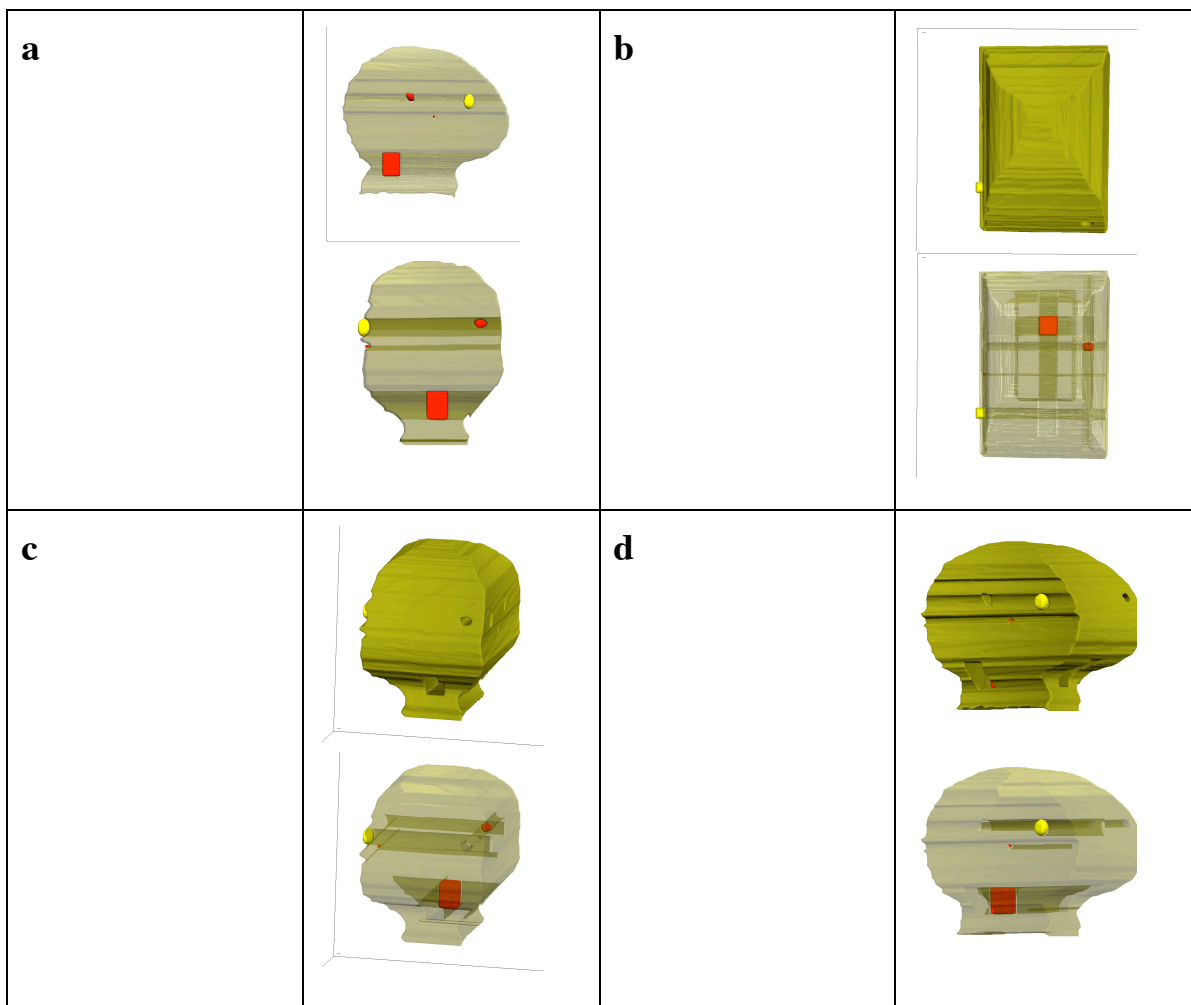


Abbildung 61: 3D-Modelle auf Basis der orthogonalen Röntgenbilder. Man erkennt die Lage des Einschusses (gelber Punkt) und die Endlage des grössten Projektilfragments (roter Punkt) (z.B. a, b, c). Der Schuss verläuft von vorne nach hinten und von rechts nach links, weitgehend horizontal. Es stellt sich die Frage nach der Überlebenszeit – daher wurde die ungefähre Lokalisation des Hirnstamms (rot, viereckig) ebenfalls markiert und mitrekonstruiert. Man sieht in demjenigen 3D-Modell, das in der Richtung der direkten Verbindung „Einschuss-Endlage grosses Projektilfragment“ erfolgte (d), dass der Hirnstamm recht weit von einem derart angenommenen Schussverlauf entfernt

*liegt; ohne Massstab in der ursprünglichen Abbildung wird dieser Abstand auf ca. 6 bis 10 cm geschätzt.*



## **Befund Nr. 5 – Case Report mit deliktischem Kopfsteckschuss aus einem Gebäude auf eine vorbeilaufende Person**

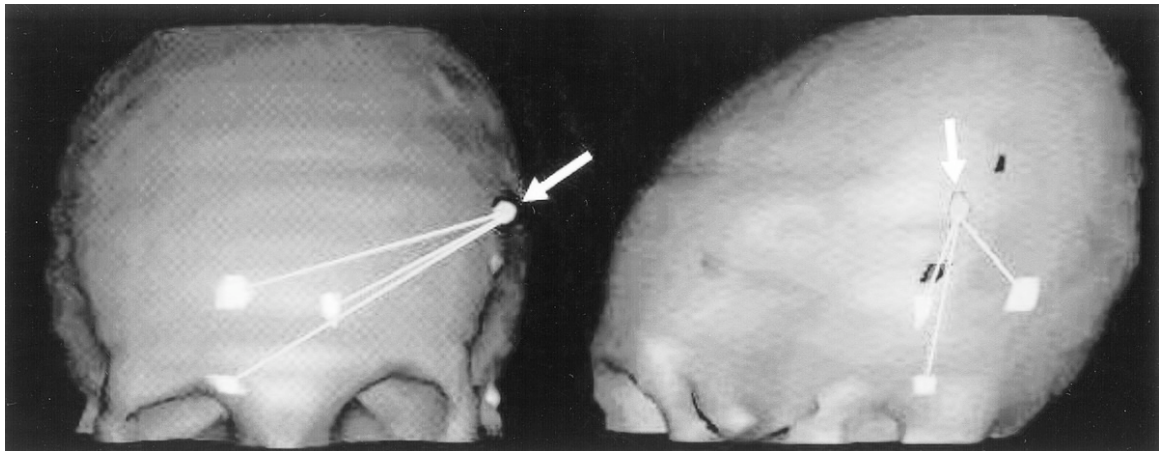
In einem wissenschaftlichen Case-Report [15] vom rechtsmedizinischen Institut in Rom zum Thema der Eindringtiefe von Projektilfragmenten und deren Verwendung zur sog. Schussrichtungsrekonstruktion wurden physikalische Gleichungen verwendet, um das konkrete Fenster einer Gebäudefront zu bezeichnen, von dem geschossen wurde.



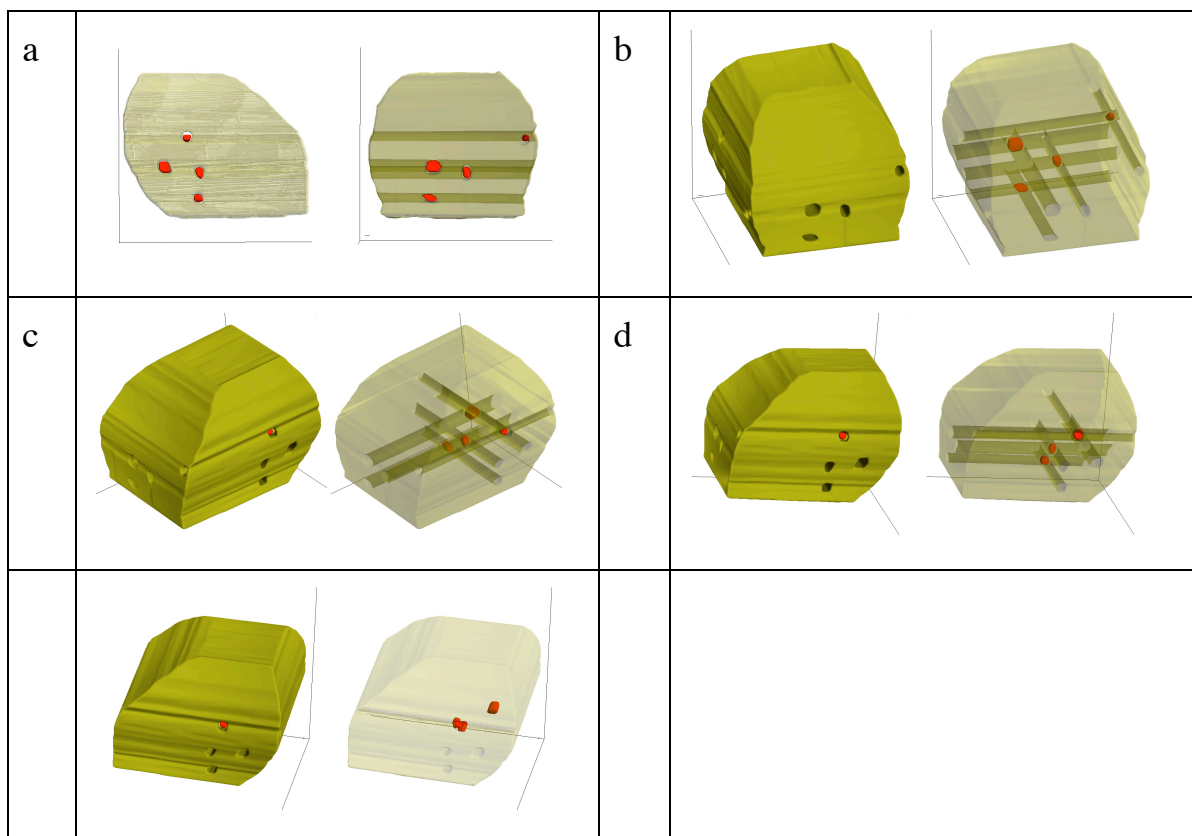
*Abbildung 62: Rekonstruierte Schuss-Situation mit dem Opfer (auf der Strasse zwischen den Gebäuden stehend) und dem durch den Pfeil symbolisierten Schuss (aus einem der Fenster abgegeben). Quellenangabe: D. Marchetti et al., "Reconstruction of the angle of shot by using computed radiography of the head," Am J Forensic Med Pathol, vol. 24, 2003, pp. 155-159. Abdruck mit freundlicher Genehmigung.*

Es handelte sich beim Opfer um eine angeblich durch Zeugen beobachtete Frau, die auf der Strasse zwischen zwei Gebäuden gelaufen sei, als sie von einem Schuss aus einer in diesem Bericht nicht weiter bezeichneten Schusswaffe mit Kaliber .22 an der linken Schläfe getroffen worden sein muss. Die CT-Untersuchung des Kopfes hatte neben der Lokalisation der Einschusswunde u.a. die Endlage dreier Projektilteile dokumentiert.

Nachfolgend die dem Paper entnommenen Abbildungen (siehe Abbildung 63) und daraus bestimmten 3D-Rekonstruktionen (Abbildung 64).



*Abbildung 63: Zwei orthogonale Ansichten von CT-Rekonstruktionen des Kopfes.  
Quellenangabe: D. Marchetti et al., "Reconstruction of the angle of shot by using  
computed radiography of the head," Am J Forensic Med Pathol, vol. 24, 2003, pp. 155-  
159. Abdruck mit freundlicher Genehmigung.*

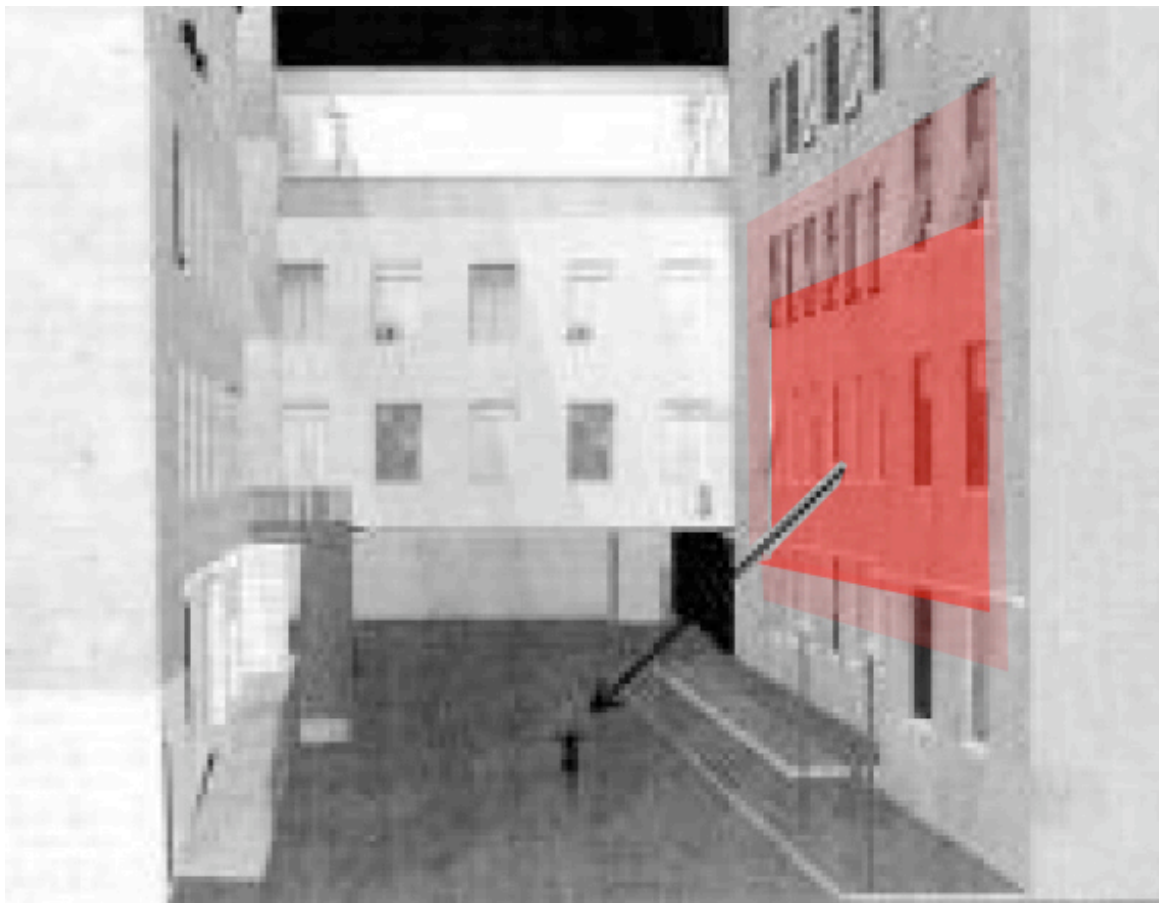


*Abbildung 64: 3D-Modelle anhand der im Case-Report abgebildeten, orthogonalen  
Ansichten des Schädels.*

Nun ist die exakte Körper-, Körperteil- und Kopfposition zum Zeitpunkt des Schusses nicht wirklich klar. Aufgrund rein anatomischer Überlegungen

wird durch die Freiheitsgrade ein möglicher Bereich für die Position des Schützen definiert.

Alleine aufgrund einer anzunehmenden [61] rotatorischen oder *vertikalen Nackenbeweglichkeit* von 70 bis 90 Grad sowohl nach links als auch nach rechts (insgesamt 140 bis 180 Grad) ergibt sich auf eine anzunehmende Distanz von etwa 10 Metern von der Gebäudefront ein horizontaler Bereich von bis zu 20 Metern Ausdehnung, und in Bezug auf die Seitwärtsneigung des Nackens von bis zu 20 bis 45 Grad ein Bereich in der Elevation von 3.5 bis 7 Metern Ausdehnung. Dabei sind weitere Freiheitsgrade des Körpers noch gar nicht berücksichtigt.



*Abbildung 65: Rekonstruierte Schuss-Situation mit dem Opfer (auf der Strasse zwischen den Gebäuden stehend) und dem durch den Pfeil symbolisierten Schuss (aus einem der Fenster abgegeben). Rot eingetragen der mögliche Schussabgabeort, der sich allein durch Einbezug einer orthopädisch abgestützten Nackenbeweglichkeit definieren lässt.*

*Dies berücksichtigt weitere Unsicherheiten – Position auf der Strasse, weitere Beweglichkeiten der Körperhaltung – nicht. Quellenangabe: D. Marchetti et al., “Reconstruction of the angle of shot by using computed radiography of the head,” Am J Forensic Med Pathol, vol. 24, 2003, pp. 155-159. Abdruck mit freundlicher Genehmigung. Rote farbige Rechtecke: von uns hinzugefügt.*

## 6. Diskussion

### Genauigkeit der Messmethode

Unsere orthogonalen Röntgenbilder und Fotografien wurden unter praktischen, realistischen Bedingungen von einem medizinisch-technischen Angestellten angefertigt.

Unsere Rückprojektionen von orthogonalen Röntgenbildern – und Fotos – lieferten eine sehr gute Genauigkeit (siehe Seite 152):

- Wir stellen für die im Messgenauigkeitsdummy erzielte Winkelgenauigkeit eine mediane Winkelabweichung von  $\pm 0.2$  Grad fest; dies entspricht einem **medianen Messfehler von 0.3mm und einen durchschnittlichen Messfehler von 0.5mm**. Für die verwendeten Messpunktdistanzen des Dummies beträgt das **95%-ige Vertrauensintervall 0.9mm** – dies ist anderthalbmal die Voxel-Grösse des errechneten 3D-Volumens.

Das ist, besonders gemessen am Umstand, dass wir mit vollkommen alltags-entsprechend erfassten Röntgenbildern gearbeitet haben, ein aufgrund der Daten und Rechenzeiten kaum mehr verbesserbares Ergebnis. Technische Grundlage für dieses Ergebnis sind die Evaluation und Auswahl eines geeigneten Gütemasses für die 3D-Geometrie, und eines geeigneten Gütemasses für den Messreihenvergleich.

Vergleich mit anderen Untersuchungen:

- Technisch genau positionierte Kalibrier-Dummies bei ähnlichen Objektgrössen (Wirbelkörper) haben eine Genauigkeit von **durchschnittlich 1.2mm** ergeben [62].
- Die stereoradiographische Rekonstruktion von Rippen erreichte bei Dansereau et al. (1988) einen **Messfehler von durchschnittlich 1.01mm und 1.22mm** [63].
- Eine besondere Rekonstruktionstechnik mit sog. Non-Stereo-Corresponding Points (NSCP) erzielt einen aufwendig ermittelten und validierten **Messfehler von durchschnittlich 0.9 bis 1.4mm, bzw. einer doppelten Standardabweichung von 2.8 bis 4.0mm** [64].
- Bei CTs beträgt alleine die Schichtdicke 0.5 bis 1.0mm. Ein CT-Daten-basierter Messfehler wird sich also mutmasslich in diesem Bereich

bewegen; **ein 95%iges Vertrauensintervall kann aufgrund dieser Auflösung mit ca. 1.0mm geschätzt werden.**

Andere, von uns eingesetzte Messmethoden sind die von Hand durchgeführte Messung, die – bei sog. sorgfältiger Ausführung mit einem besten Wert von  $\pm 5.7$  Grad sehr gut ist (95%-iges Vertrauensintervall). Hieraus ergibt sich ein medianer Messfehler von 1.0mm und ein 95%-iges Vertrauensintervall für die Distanzmessfehler von 4.6mm ( $\pm 2.3$ mm).

Die Photogrammetrie erzielt einen gut brauchbaren Genauigkeitswert von  $\pm 5.9$  Winkelgrad (95%-iges Vertrauensintervall).

Diese Genauigkeiten, besonders diejenige der hier entwickelten und evaluierten Methode der 3D-Rekonstruktion anhand orthogonaler Bilder, sind für praktische Anwendungen prinzipiell genügend gut.

## **Gütemass der 3D-Geometrie**

Eine konkrete 3D-Form ist dann gut rekonstruiert, wenn sie die *Form* des ursprünglichen Gegenstands repräsentiert, und dann schlecht rekonstruiert, wenn sie diese Form nur ungenau oder falsch darstellt. Die *Vektorwinkel zwischen einzelnen Verbindungslinien* bei komplexen 3D-Polygonen stellen damit ein relevantes Mass dar, um eine 3D-Form zu quantifizieren.

Unsere eigenen Auswertungen (siehe Abschnitt auf Seite 122) haben ergeben, dass ein statistischer Vergleich eines bestimmten Gütemasses der 3D-Geometrie - Messpunktdistanzen - bei unterschiedlichen Skalierungen und unbekannten Messfehlergrößen letztlich Winkelverzerrungen vernachlässigt und somit 3D-Geometrien bevorzugen kann, welche aufgrund ihrer Winkel fehlerhaft sind. So können bei Ausserachtlassung der Winkel 3D-Formen bevorzugt werden, die gegenüber dem Original zwar unter dem erreichbaren 3D-Form-Optimum liegt, obschon statistisch der Eindruck entsteht, es könne sich um plausible Ergebnisse handeln. Daher ist dieses Gütemass der 3D-Geometrie als gegenüber den Winkelbestimmungen zweitklassig zu bezeichnen.

Da die meisten 3D-Selbstkalibrationssysteme unter Projektionsannahmen versuchen, *einzelne Koordinatenpunkte* möglichst gut im Raum zu platzieren, wird weder der dazwischen befindliche Messabstand, noch die dazwischen durch Verbindungslinien definierten Winkel optimiert. Hingegen wird die Diskrepanz zwischen verschiedenen *Einzelpunktlokalisationen* dazu verwendet, um die Projektionsparameter zu kalibrieren. Während so der inhärent vorhandene Messfehler auf Distanz-

und Winkelungenauigkeiten verteilt wird, kommt es *nicht* zu einer Minimalisierung der Fehler in der *3D-Form-Genauigkeit*.

## **Gütemass der Abweichung von Messreihen**

Bei unserer Fragestellung der Rückprojektion eines 3D-Modells aus 2 orthogonalen Bildern haben wir es mit einem Messreihenvergleich zu tun, bei dem die *Position* einer bestimmten Messgrösse innerhalb einer Messreihe – also, ob es nun Messung 3 oder Messung 5 ist – und der *Messwert* selbst nicht in direkter Verbindung zum Messfehler stehen. Es muss also für die Bewertung des Messfehlers egal sein, ob dieser in der Messreihe am Anfang, oder am Ende derselben steht. - Diese Messfehlerbewertung ist nicht in allen Situationen so: zum Beispiel kann ein Messfehler bei einer Waage anders zu bewerten sein, indem er etwa relativ zum Gewicht anzugeben ist. Auch bei ganz unterschiedlichen Distanzbereichen kann es vorkommen, dass man Messfehler jeweils unterschiedlich bewerten will.

In der Photogrammetrie populär sind zur Auffindung einer optimalen Einzelpunktlokalisierung die sog. Kollinear-Gleichungen sowie die Least Square Estimation als alternative Methode [28]. Andere Gütemasse, wie etwa der gewichtete oder ungewichtete lineare Korrelationskoeffizient [37,42-45], sind ebenfalls anerkannte, statistische Werkzeuge zur Kalibration von Geräten anhand von Messreihen.

Für unsere Anwendung mathematisch-konzeptuell vergleichsweise instabile Ergebnisse liefern der lineare Korrelationskoeffizient sowie die Least Square Fit und die Least Absolute Deviation-Methode, wie unsere Ermittlungen zeigten (siehe Methodenteil ab Seite 87); ein Messfehler wird hier je nach Lokalisierung innerhalb einer Messreihe unterschiedlich bewertet, und auch die Fehlergrösse geht nicht auf sehr stabile Weise in das ermittelte Gütemass ein. Die euklidische Distanz bietet bei mehrfach vorkommenden Messfehlern (siehe die Ergebnisse ab Seite 104) keine verlässlichen Gütemasse für den Gesamtumfang eines auf einer Messreihe aufaddierten Messfehlers.

Die *City-Block-Metrik* lieferte dagegen durchwegs konzeptuell stabile Rechenergebnisse.

## **Daubert vs. Frye und relative Bewertung der Methodengenauigkeit**

*Daubert* [10,11] ist in der US-Amerikanischen Rechtssprechung gerade für wissenschaftliche Experten eines der relevantesten Gerichtsurteile des 20.

Jahrhunderts überhaupt, da es die Beziehung zwischen Recht und Wissenschaft im Grundsatz neu definiert. Dieses Präzedenzurteil hat in allen möglichen Expertenkreisen eine bis heute andauernde Diskussion ausgelöst.

Bei der Diskussion von *Daubert* vs. *Frye* geht es darum, welche Methoden oder minimale Leistungsfähigkeiten wissenschaftlicher Tests von Gerichten anerkannt werden sollen, und es geht darum, dass *Gerichte* solche Anerkennungen vornehmen können, dürfen und müssen. Aus Expertensicht fragt sich nun aus technischer Sicht, inwiefern Befürworter bzw. Vertreter des *Frye*-Standards von der Tauglichkeit von Methoden, die nach neuen Kriterien evaluiert wurden, überzeugt werden können.

Unsere Daten liefern Material zur Frage, weshalb aus Sicht der Befürworter des *Frye* Standards die Bedeutung von technisch besseren Methoden ev. gar nicht gesehen wird und somit gar nicht verstanden werden kann und weshalb aus Sicht der Autorenschaft dieser Dissertationsarbeit daher ein *Gerichtsurteil* notwendig war, um die Sichtweise *Daubert* zu implementieren.

- Als Standard kann man entweder – der Argumentation nach *Daubert* folgend – die Ergebnisse der technisch begründet und erwartungsgemäss genauesten Technik verwenden. Dies ist in unserem Fall die orthogonale Rückprojektion, deren Messfehler tief ist.
- Oder man verwendet – der Argumentation nach *Frye* folgend – die Ergebnisse der bisher gültigen, durch rechtsmedizinische Fachgesellschaften im Sinne eines „minimal standards“ anerkannten Messtechnik, unabhängig von effektiv nachweis- oder begründbaren Abweichungen. Dies ist bei der Schusskanalwinkelbestimmung oder auch bei der Wundmessung die von Hand von einer möglichst gut ausgebildeten Person sorgfältig durchgeführte Messung.

Es kann nun festgestellt werden, dass dieser Vergleich je nach Optik – und Ausgangslage – unterschiedlich ausfällt.

- Folgt man der Argumentation nach *Daubert*, so stellt die Messmethode mit 3D-Rekonstruktionen anhand orthogonaler Fotos und Röntgenbilder zunächst eine recht *präzise Messmethode* dar (durchschnittlicher Messfehler innerhalb der ortogonalen Rekonstruktion 0.6 Grad).

Demgegenüber erscheint etwa die manuelle Ausmessung deutlich *weniger richtig*, wobei die Abweichungen bei durchschnittlich 2.9 bis 8.1 Grad liegen.

- Der Argumentation nach *Frye* folgend, wird man sich mit den manuellen Messungen an einem anerkannten Standard orientieren, der mit einer inhärenten Ungenauigkeit durch einen durchschnittlichen Messfehler von 2.9 Grad charakterisiert ist.

Demgegenüber erscheint die – de facto genauere und präzisere – Messmethode der orthogonalen Röntgenbilder mit einer Abweichung von doch 5.5 bis 5.6 Grad *weniger richtig*. Man wird kaum geneigt sein, in diesem Moment noch festzustellen, dass die orthogonale Rückprojektion präziser ist, da die Ergebnisse doch recht dicht beisammen liegen.

Daraus lässt sich also ableiten, dass das Verwenden ungenauer – obschon gemeinhin akzeptierter - Methoden als Ausgangspunkt weiterer Technologiebewertungen (a) de facto dazu neigt, von eher ungenauen und möglicherweise sogar falschen bzw. nicht richtigen Mittelpunkten oder Durchschnittswerten auszugehen, was die positive Bewertung anderer – neuer - Methoden grundsätzlich verzerrt, und (b) Abweichungen a priori als *Ungenauigkeit* wahrnimmt, obschon diese auf einer fehlenden Richtigkeit oder Genauigkeit im verwendeten Standard basieren können.

## **Bedeutung der Richtung eines Schusskanals**

Da es im Detail davon abhängt, welche Versionen eines Tathergangs zu vergleichen sind, ist es *allgemein* nicht vorherzusagen, *ob* die möglichst genaue 3D-Bestimmung der festgestellten Schussfolgen in jedem einzelnen Fall zur Klärung bestimmter Fragen entscheidend beitragen kann.

Die Kenntnis der ungefähren Schussrichtung kann helfen, Selbsthandlungen von deliktischen Handlungen zu unterscheiden, und zweitens, bei Tathergangsrekonstruktionen beim Vergleich verschiedener möglicher Tathergangsversionen Bewertungen vorzunehmen.

## **Suizid versus Delikt**

Eine Abgrenzung zwischen Suizid und Delikt lässt sich je nach Verlauf eines Verletzungskanals nicht mit letzter Sicherheit vornehmen, doch kann in bestimmten Fällen – etwa dem Einschuss von okzipital – diese Richtung durchaus von Bedeutung sein [12][13]. Dabei ist letztlich festzustellen, dass Schusskanalrichtungen zur Beurteilung verwendet werden können, *mit welcher Wahrscheinlichkeit* [14] ein bestimmter Schuss suizidal oder deliktisch abgegeben wurde. Beim Verlauf von hinten nach vorne waren zum Beispiel von 61 Kopfschüssen 57 deliktisch und 4 suizidal [12].

Die Schussrichtung ist bei einem Mundschiess theoretisch innerhalb von ca. 20-40 Grad (Variation von oben nach unten) bzw. ca. 20-40 Grad (Variation



von links nach rechts) variabel. Dabei kann von der Richtung *nicht* auf die Todesart (suizidal oder deliktisch) geschlossen werden, obschon beim Suizid die nach hinten ansteigenden Schussrichtungen überwiegen.

Währenddem Mundschüsse zwar überwiegend, aber nicht ausschliesslich bei Suiziden vorgefunden werden (in einer Studie waren von 64 Mundschüssen 3 Tötungsdelikte) [12], sind es eine *Gesamtheit* an Einzelbeobachtungen und Feststellungen, welche für jede Untersuchung die Schlussfolgerung eines Suizids, eines Tötungsdelikts, oder ggf. eines unklaren Falls nahe legen [14].

In einem von uns rekonstruierten Mundschuss ist der durch die Projektileile und Knochenfragmente bezeichnete Wundkanal für eine bestimmte Mündungsposition und Haltung des Waffenlaufs hinweisend, die nur bei weit geöffnetem Mund denkbar ist. Fehlen in so einer Situation z.B. Ausbrüche an den Zähnen am Unterkiefer, so ist *alleine aufgrund dieser Befunde* das Vorliegen eines Suizids *wahrscheinlicher* [14] als das Vorliegen eines Tötungsdelikts.

Die Wahrscheinlichkeit [14], bei steil von vorne nach hinten ansteigendem, weder nach links oder rechts stark abweichendem Schusskanal einen Suizid anzutreffen, wird *allein aufgrund des Schusskanalverlaufs* aufgrund des Zahlenmaterials von Druid (1997) [13] um den *Faktor 23* multipliziert (siehe Seite 156, Tabelle 4, Mouth: ‚BUP’), aufgrund des Zahlenmaterials von Karger et al. (2002) um den *Faktor 20* [12].

## **Tathergangsrekonstruktionen**

Bei der Tathergangsrekonstruktion von Schussabgaben steht etwa zur Debatte, welcher Schütze aufgrund einer bestimmten Ablaufsvariante in Betracht kommt, und zum zweiten, welche von verschiedenen Ablaufsvarianten sich anhand der vorliegenden Daten stützen lässt. In einer interessanten Arbeit von Marchetti et al. (2003) [15] wurde versucht, anhand einer schussbedingten Kopfverletzung eines der Fenster einer Gebäudefront zu identifizieren, aus dem der Schütze geschossen haben soll. Wir haben diesen Befund anhand der abgedruckten Bilder als 3D-Modell rekonstruiert, wobei aus unserer Sicht sehr stark von den situativ unterschiedlichen Freiheitsgraden abhängt, wie stark solche Rekonstruktionen letztlich eine Eingrenzung auf nur ein bestimmtes Geschoss, oder gar ein Fenster, zulassen.

Bei vielen Schussverletzungen wird in der rechtsmedizinischen Praxis ein in Bezug auf die Schussabgabe *gerade verlaufender Schusskanal* angenommen oder mindestens ein solcher, gestützt auf die Annahme eines geraden Verlaufs, als Antwort auf die Frage nach den möglichen Schussrichtungen angegeben.

Ein tatsächlich *weitgehend gerade verlaufender Schusskanal* kann bei der Verwendung von Munition vorkommen, die einerseits genügend schnell ist, um überhaupt das Gewebe vollständig und gerade zu durchschlagen - und nicht wesentlich abgelenkt zu werden -, andererseits aufgrund ihrer Form (Rundung etwa wie beim Parabellumprojektil) und Materialwahl (Härte) so beschaffen ist, dass sie sich nicht so verformt, dass diese Formänderung eine Erhöhung der Ablenkungsneigung mit späterer Richtungsänderung zur Folge hätte; für die Entstehung eines gerade verlaufenden Schusskanals ist es auch wichtig, dass Auftreffwinkel des Geschosses steil genug ist, um den mechanischen Widerstand des zu durchschlagenden Gewebes ohne Ablenkung zu überwinden; effektiv sind Ablenkungswinkel von Geschossen an Gewebeflächen je nach Waffentyp und -zustand, Geschossform, Treibsatz und Treibsatzzustand, Geschossgeschwindigkeit, Gewebesorte sogar bei gleichen Auftreffwinkeln unterschiedlich [65].

Bei Schussverletzungen mit möglicherweise geradem Schussverlauf nimmt man allgemein bei der Rekonstruktion einer Schussabgabe an, dass die Richtung zwischen Ein- und Ausschussverletzung *in etwa* der Richtung des Auftreffens des Geschosses entspricht, und verleiht dieser Annahme etwa durch das Einbringen gerader Sonden mit anschliessendem Ausmessen von Winkeln zu bestimmten Körperachsen Ausdruck. Liegen etwa im Kopf verteilte Projektil- und Knochenfragmente vor [66], so lässt sich die Annahme eines konkreten Schussverlaufs auf Basis der vorliegenden Fragmente begründen. Zeigt diese Verteilung einen recht geraden Verlauf, dann kann von einem geraden Schussrichtung ausgegangen werden; aber es können sich auch Hinweise für Geschossablenkungen bis hin zum Abpraller finden.

Ein *Schusskanal verläuft eventuell dann nicht gerade*, wenn das Geschoss a priori oder durch Abbremsung so langsam ist, dass es an implantierten oder anatomischen Strukturen im Körperinnern abgelenkt werden kann, oder wenn es sich aufgrund der Geschoss- und Auftreffcharakteristika vor oder nach Körpereintritt verformt und dadurch an einem weiteren, eine bis zu diesem Moment gerade Schussrichtung gerade fortsetzenden Gewebedurchtritt bis zu einem gewissen Ausmass gehindert wird. Auch 3D-Scans wie CT oder MRI tendieren nicht zwingend dazu, die Frage nach dem effektiven Schussverlauf tatsächlich zu klären – denn wenn auch die konkrete Lokalisation einzelner Verletzungen recht genau sein mag, so bietet diese Frage dort Probleme, wo Gewebe als Folge von Verletzungen disloziert - also gegenüber der anatomischen Norm verschoben - ist. Bei der konkreten Untersuchung von Schussverletzungen müsste man zur Erhärtung und Untermauerung der Annahme eines möglicherweise geraden Schussverlaufs mindestens den Ausschluss von Abprall-Befunden und den

Nachweis eines im Weichteilgewebe effektiv gerade verlaufenden Verletzungskanals anstreben, was einige Zusatzuntersuchungen erfordert, an Tatort, ev. Gegenstände, sowie am Körper der verstorbenen Person und am Projektil [67].

*Retrospektiv gesehen* kann die Beurteilung, ob ein effektiver Schussverlauf einen Körper nun *gerade* oder *nicht gerade* durchschlagen hat, oft auch nach einer Autopsie nur angenähert werden, da zu dieser Beurteilung die Morphologie der Verletzungen notwendig ist, wie u.a. auch Beispiele aus der Literatur zeigen [67-69].

*Korrekterweise* bezeichnet man daher als rechtsmedizinischer oder kriminalwissenschaftlicher Sachverständiger möglichst genau *Lokalisation, Beschaffenheit, Form und Ausdehnung* von einzelnen, einem Geschossverlauf zuzuordnenden Defekten (Umgebung) bzw. Verletzungen (Menschen oder Tiere) und zieht je nach Schwierigkeit zur Beurteilung möglicher Schussrichtungen ballistische Zusatzinformation bei.

Hat sich die Annahme eines nach praktischen Gesichtspunkten tatsächlich weitgehend geraden Schussverlaufs als Ergebnis einer Untersuchung und der sich daraus ergebenden Befunddokumentation einmal durchgesetzt, dann gilt an sich die ‚lineare Markierung‘ ‚der Schussrichtung‘ in der kriminalistischen Rekonstruktion von Schüssen als Ausdrucksform der Wahl und ist vermutlich als praktisch etabliert anzusehen [5]; die Festlegung des sog. Schussverlaufs (*bullet track; missile track*) findet man auch in der Literatur über Kopfschüsse, bei denen das Fehlen von Weichteilbefunden zwischen zwei Schädelbrüchen die konkrete Beurteilung der Schussverlaufsrichtung ev. gar nicht zulässt [70], *obwohl* aufwendige, teure und moderne 3D-Untersuchungsmethoden herbeigezogen wurden.

Es handelt sich also bei so beschriebenen Schussverläufen (*bullet track; missile track*) daher oft um begriffliche Vereinfachungen eines für eine konkrete Beurteilung gar nicht weiter untersuchten und nicht weiter bedeutsamen Verlaufs eines Projektils. Während also mit digitalen, dreidimensionalen Animier- und Illustrationsprogrammen anhand skizzierter oder mittels aufwendiger 3D-Technik erfasster Daten *eindrückliche Grafiken* darüber erstellt werden können, welche Verlaufsrichtung ein bestimmter Schuss nun aufgewiesen haben soll, wird bei (realen) Obduktionen die angenommene Richtung eines Schusses typischerweise durch simples Einstecken einer *Sonde* visualisiert (siehe Abbildung 66).



Abbildung 66: Kopfschuss, Richtung durch Einlegen einer Plastiksonde visualisiert; eine genaue Untersuchung der Haut- und Knochenverletzungen sowie des Schädelinneren kann unter Umständen Aufschluss darüber geben, ob der Schussverlauf eher gerade (linkes Bild) oder eher nicht gerade (z.B. rechtes Bild, rote Kurve) war.

Dennoch ist eben davon auszugehen, dass nach Lokalisation zweier Verletzungen - z.B. Einschuss und Ausschuss - eine bestimmte Anzahl von Rechtsmedizinern und Kriminaltechnikern diese vereinfachend mit einer Linie verbinden werden, um so „den“ „Schusswinkel“ zu bestimmen. Vorsichtiger Interpretationen von Rekonstruktionsmethoden bei so genannten „Schussrichtungen“ können lediglich die Lokalisation von Markierungspunkten im Raum dokumentieren, *ohne diese durch eine gerade Linie zu verbinden*.

### **Realistische Hinweise auf die erforderliche Genauigkeit**

Je nachdem, welche Körperstelle betroffen ist, kann die Haltung des Körpers, die Haltung einer Extremität, dazu führen, dass das darüberliegende Weichteilgewebe sich gegenüber der Unterlage auch noch verschiebt; eine Weichteilverschiebung (*skin shift*) kann bereits ohne Verletzungen - beim gesunden Menschen - bis zu mehreren Zentimetern ausmachen [71]; solche Gewebeverschiebungen können gerade bei ausgedehnter stumpfer Gewalt wie bei Schusseinwirkung und weiterer, eventuell in Kombination vorliegender rechtsmedizinisch relevanter Gewalteinwirkung (Eisenbahn; Strassenverkehr; Luftverkehr; Explosion) erheblich sein. Selten ist ein Körper zum Zeitpunkt einer Schussabgabe so immobil bzw. immobilisiert, dass der rekonstruktive Bedarf besteht, auf wenige Winkelgrade genaue Schussverläufe zu bestimmen. Strittig sind dagegen oft *dynamische Abläufe*, bei denen die bei der Schussverletzung innegehabte Körperhaltung nicht bekannt ist und bestenfalls auch nur ungefähr rekonstruiert werden kann.

Die mit den von uns ausgemessenen Methoden erzielbare Genauigkeit ist bereits genauer als die von uns angepeilten Anwendungen es erfordern: Schusswinkelabschätzungen anhand von Körperverletzungen erlauben Toleranzen von mehreren Zentimetern, da die daraus gezogenen Rückschlüsse auch meist Bewegungen von einer Genauigkeit im Bereich

mehrerer Zentimeter bis Dezimeter zulassen - zumal gerade Auftreffwinkel bei Einschüssen sogar aus ballistischer Sicht unklar bleiben können (siehe Seite 112 in Sellier und Kneubühl (1994)[72]).

Angesichts realistischer Freiheitsgrade dürfte die Genauigkeit für eine Schusskanal-Winkelangabe mit  $\pm 5$  Grad als gut, mit  $\pm 10$  Grad als immer noch akzeptabel anzusehen sein. Solche Voraussetzungen lassen sich letztlich auch durch manuelle Messungen der Verletzungen sehr gut erfüllen.

## „Der“ Schusskanal

Dem Wunsch der Auftraggeber entsprechend, wird durch Experten versucht, „die Schussrichtung“ bzw. „der Schusskanal“ bezeichnen. Einschränkend stellte Adelson (1974) bereits klar, dass man Stellung, Haltung oder Position einer Schusswaffe nicht mit der Stellung, Haltung oder Position des Angreifers verwechseln soll. Lediglich *relative Positionen* von Mündung und Einschuss könnten rekonstruiert werden (Adelson (1974): Seite 203)[73].

Bei der Schussrekonstruktion – wie auch bei der Verkehrsunfallrekonstruktion - wird gelegentlich die vereinfachende Annahme verwendet, bei den beidseitig an die Geschossbahn im Moment der Schussabgabe verknüpften Personen – das Ende beim Schussopfer und der Anfang beim Schützen - handele es sich um steif konstruierte Winkelkonfigurationen, die sich aufgrund von 2 Punkten im Raum, welche den sog. Schusswinkel darstellen sollen, eindeutig im Raum platzieren lassen. Es existiert ausserdem die vereinfachende Annahme, es gäbe für jeden Schuss „eine“ bzw. „die“ Schussrichtung, genauso wie beim Verkehrsunfall gelegentlich von „der“ Anfahrtrichtung zu lesen ist, welche „der Messererkeil“ zu liefern habe.

Knight (1996) [74] spricht von „*the direction of a shotgun injury*“, auch bei Oliver et al. (1995) [20] wird erklärt dass „*the bullet path was visualized*“, obschon bei der vorgenommenen Visualisierung ja nur Anhaltspunkte für eine mögliche Schussrichtung bestanden und ev. eine Abweichung oder sogar ein Ricochet nicht ausgeschlossen wurden. Ebenso schreiben Marchetti et al. (2003) [15] von „*the Angle of Shot*“, als ob es davon *aus rekonstruktiver Sicht* genau einen solchen gäbe. Bei Oehmichen et al. (2003) [73] ist von „*the missile track*“ die Rede, wobei hier präzisierend darauf hingewiesen wird, dass es sich um eine gedachte gerade Verbindung zweier Verletzungen handelt (üblicherweise Ein- und Ausschuss oder Einschuss und Projektil beim Steckschuss).

Mitunter wird nun neben der Annahme *einer* bzw. ‚*der*‘ Schussrichtung die Annahme einer ansonsten adynamischen Ausgangslage (,*einzig mögliche*

*Stellung'*) zur Steigerung der Plausibilität einer konkretisierten, bestimmten Rekonstruktionsvorstellung herangezogen. Dabei ist stets in Betracht zu ziehen, dass in Wirklichkeit noch eine Dynamik vorhanden sein könnte.

- Dies ist exemplarisch verdeutlicht bei Oliver et al. (1995) [20] anhand der dort dargelegten Fragestellung der Untersuchungsbehörden: das Auffinden einer Haltehand, welche den Griff der Waffe umklammert, ohne dass ein Finger am Abzug liegt, wird als Verdachtsmoment für eine deliktische Handlung betrachtet, so dass zur Klärung der Todesart mit der in diesem Fall schwierigen Abgrenzung Delikt oder Suizid eine Rekonstruktion der genauen Schussrichtung verlangt wird. Dieser Verdachtsformulierung liegt ja die Annahme zugrunde, das Opfer sei *zeitgleich mit der Schussabgabe* tot oder mindestens handlungsunfähig gewesen. - Wir haben nun die veröffentlichten, orthogonalen Röntgenbilder [20] zu einem 3D-Modell zusammengefügt (Seite 183). Alleine aufgrund der Lokalisation der direkten Verbindungslinie zwischen Einschussregion und grösstem Projektilfragment bei diesem Kleinkalibersteckschuss muss angenommen werden, dass sich die lebenswichtigen Zentren mit dem oberen Halsmark ca. 6 bis 10 cm von dieser direkten Verbindungslinie entfernt befanden. Bei einer Kleinkalibermunition mit resultierendem Steckschuss ist auch die im Gewebe freigewordene Energie – die das Gewebe um die Geschossbahn herum in abnehmendem Ausmass schädigt – deutlich geringer als etwas bei 9mm oder 44er Munition. Ohne weitere Information über die Autopsie ist anhand dieser Informationen also *von einer gewissen Überlebenszeit* auszugehen. So schreibt Karger (1995) [75], dass ein sofortiger Ausfall der Funktionen des Körpers nur bei Verletzung des oberen Halsmarks zu erwarten ist, und in allen anderen Fällen von einer gewissen Überlebenszeit auszugehen ist, für die sich alleine aufgrund des anatomisch-pathologischen Gehirnbefundes sich nicht genau rekonstruieren lässt, welche Tätigkeiten bzw. Manipulationen eine sterbende Person noch ausführen kann, wenn mindestens Teile von relevanten ZNS-Strukturen noch bestehen. In einer Situation wie im beschriebenen Case-Report [20] wäre also eine ganz breite Auswahl möglicher Handhaltungen bei Auffindung der Waffe im näheren Umkreis des Leichnams alleine aufgrund des rekonstruktiv begründbaren, mindestens kurzen Überlebens des Kopfschusses denkbar, ohne dass sich *alleine daraus* rechtsmedizinische Anhaltspunkte für eine Fremdhandlung ergeben würden.
- In einem Case-Report zu einem Kopfsteckschuss, bei dem das Fenster eines Gebäude ermittelt werden sollte (siehe Seite 187), stellt sich aus unserer Sicht die Frage, ob nicht eine zu unbewegliche Annahme

betreffend des Opfers gemacht wurde, da im Paper immerhin die Frage gestellt wurde, ob sich die Schützenposition auf ein bestimmtes – und nicht ein benachbartes – Fenster einer Gebäudefront einengen liesse. Aufgrund unserer 3D-Rekonstruktion besteht ein Bereich der möglichen Schussrichtung, welcher die Zuordnung einer ganzen Reihe von Fenstern der entsprechenden Gebäudefront erlaubt. Die Annahme, dass der Mensch ein starrer Körper sei, dessen Position sich bis ins einzelne anhand einer „möglichst genauen“ oder sogar „CAD-“, oder „computergrafikgestützten Rekonstruktion“ ermitteln liesse, ist gerade in der Schussrekonstruktion ein bis heute lebendiger, weit verbreiteter Mythos, der auch an diesem Fall ein Beispiel findet.

Diese Annahme der starren Situation wird durch verschiedene Entwicklungen im Fach genährt:

- Subke (2002) arbeitet mit 3D-Demo-Modellen, die in CAD-Programmen „erstellt“ wurden [5]. Was in Wirklichkeit passiert, ist ein mit dem Mauszeiger vorgenommenenes Herumschieben von einzelnen digitalisierten Körpermodellteilen zu einem statischen Bild.
- Eindrucksvoll dargestellte *Illustrationen* (!) künstlicher, beliebiger menschlicher Körper lassen sich aus einer ganzen Auswahl von Optionen mit dem Programm „Poser“ (Scotts Valley, California, USA, <http://www.e-frontier.com>) produzieren. Dieses Programm ist für Illustratoren, Cartoon-Zeichner usw. konstruiert und hat mit wissenschaftlichen Rekonstruktionsmethoden gar nichts zu tun, wird aber für die „Darstellung von Befunden“ auch in der Rechtsmedizin verwendet [76] [77].
- Aufgrund aktueller rechtswissenschaftlicher Literatur ist auch keineswegs etwa davon auszugehen, dass 3D-Modelle im Gerichtssaal „neutral“ seien – vielmehr sind sie aus technischer Sicht bereits vor der Präsentation einem *ganz enormen Potential an individuellen Manipulationen* unterworfen und aus visuell-wahrnehmerischer Sicht extrem überzeugend. So können 3D-Modelle durch ihre lebensnahe Darstellung oft bereits die diesen am Computer ausgesetzten Anwender derart in ihren Bann ziehen, dass diese zu einer anderen und mitunter kritischen Bewertung der von diesen Anwendern „ermittelten“ Tathergangs-„Abläufe“ oder auch der verwendeten Technologie *gar nicht mehr in der Lage* sein können [78]. Dieser Effekt wurde vom Erst-Entwickler und späteren Entwicklungsleiter der Programmiersprache IDL, David Stern, auch als ‚mesmerized bunny‘-Effekt bezeichnet [79].

Diese sogenannten CAD-gestützten Illustrationen – sog. „Rekonstruktionen“ – basieren auf umfangreichen Vereinfachungen und Auslassungen, die zwar den Arbeitsaufwand erheblich mindern und dadurch ein zeitgerechtes Abliefern der sehr eindrücklich und attraktiv aussehenden Bilder, die aber dabei *keinen auf die zugrundeliegenden Daten beschränkten Rekonstruktionsraum* herstellen, innerhalb dessen die derart abgestützten und rekonstruktiv ermittelten Versionen weiter eingegrenzt werden können.

Dieser Abschnitt soll verdeutlichen, dass gerade sparsame oder limitierte 3D-Modelle besonders dann eingesetzt werden sollen, wenn ihre Darstellungsleistung in einem konkreten Fall zur Lösung beiträgt. Hingegen ist gerade einer *fairen* Rechtspflege nicht zwingend mit aufwendigeren 3D-Methoden gedient, als ohne weiteren Beweisgrund notwendig.

### **Dimensionalität: 2D, 3D, n-D?**

In aktuellen Beiträgen wird vermittelt, dass Röntgenbilder „2D“ seien, CT-Untersuchungen aber „3D“ [80]. Diese Auffassung berücksichtigt nicht, dass auch bei CT-Untersuchungen 2D-Aufnahmen angefertigt werden, und dass automatisch eine Rückprojektion stattfindet, die – einfach sehr viel zahlreichere – Röntgenbilder zu einem 3D-Modell *mit demselben Prinzip* zurückrechnet, wie wir es hier angewendet haben. Nun sind sich die hier verwendete Rückprojektionstechnik und die in CT-Scannern programmierten Algorithmen sehr ähnlich; einzig die Anzahl zugrunde liegender Bilder ist in unserer Arbeit mit 2 orthogonalen Bildern minimal.

Die Bezifferung einer *Dimensionalität einer Untersuchungsmethode* müsste jedenfalls die *effektiv benutzten* Dimensionen bewerten; wenn man die Daten elektronisch verarbeitet, so besteht bei einer rechtsmedizinischen Leichenschau mit Röntgenbildern eine *multidimensionale* Untersuchung. Dazu gehören bei konventioneller Untersuchung neben Lokalisation (3D) auch Farbe (RGB: 3D), Geruch (sagen wir 2-dimensional), Konsistenz (weitere Dimension) und Brüchigkeit (weitere Dimension), so dass bereits ohne Röntgenbilder oder Scanverfahren bereits eine *etwa 11-dimensionale Entscheidungsgrundlage* besteht; zwei orthogonale Röntgenbilder mit zusätzlichen, impliziten 3 Dimensionen erhöhen diese auf 14 Dimensionen.

Dass Datenregistrierung und Modell-Generierung von der Dimensionenfrage zu trennen sind, äussert sich auch in aktuellen Entwicklungen. Derzeit wurden C-Arm-generierte Datenmodelle CT-generierten Datenmodellen gegenübergestellt und für die praktische Anwendung keine relevanten Unterschiede verzeichnet [81,82].



## **Bewertung der Messmethoden unter administrativen Gesichtspunkten**

Die 3D-Modell-Erstellung anhand orthogonaler Röntgenbilder ist äusserst kostengünstig und kann sehr illustrative Hinweise liefern; sie muss als sehr genaue Methode betrachtet werden.

Man kann die Eigenschaften verschiedener Messmethoden aber unterschiedlich gewichten (siehe Resultate ab Seite 170).

Im Rahmen realistischer Tathergangsrekonstruktionen genügt unter praxisrelevanter Berücksichtigung auch der anatomischen Freiheitsgrade allenfalls schussverletzter Körperteile (siehe auch Abschnitt ab Seite 164) ein 95%iges Vertrauensintervall von  $\pm 2.9$  Grad bzw.  $\pm 2.3$ mm einer sorgfältigen manuellen Ausmessung mehr als genau genug ist. Es wundert insofern auch nicht, dass die manuelle Ausmessung von Wundkanalverläufen bislang als akzeptierte Minimalanforderung bei Schussopfern galt.

Die Auswertung von vor dem Tode – am lebenden Patienten – angefertigten CT-Daten ist vergleichsweise rasch, kostengünstig und messgenau. Trotzdem wird diese Möglichkeit nicht oft genutzt.

Praktisch relevante Lösungen lassen sich unter ganz verschiedenen Gesichtspunkten finden– sofern die Gesichtspunkte nur klar deklariert und begründet werden können.

## **Technische Details bereits angeschaffter Geräte**

Leute, die oft jahre- oder jahrzehntelang mit denselben technischen Geräten arbeiten, vergessen, die technischen Charakteristika der verwendeten Geräte zu überprüfen, neu zu evaluieren, und sich an dem vorhandenen Potential bzw. den Kennzahlen zu orientieren.

Technische Features sind besonders dann kaum ein Thema, wenn man sich ein Gerät gekauft hat und es bereits besitzt – was zwar aus pur technischer Sicht erschreckend anmutet, aber mindestens der kursorischen Beleuchtung bedarf: Es ist aus der Marktforschung bekannt, dass vor dem Kauf eines Geräts eigentliche technische Evaluationskriterien nur ca.14% der von Käufern verwendeten Bedeutungen ausmachen, währenddem bei bereits vorhandener Geräteinstallation die technischen Eigenschaften noch

durchschnittlich 1%<sup>10</sup> (!) der durch einen Besitzer bemessenen Bedeutungen bei der Geräteevaluation umfassen.

Hingegen spielen bei etabliertem und bestehendem Gerätebesitz *marken- und gerätetypbezogene Bewertungen* (46% der verwendeten Bedeutungen, z.B. „diese Automarke ist schon immer gut gewesen“, „gross genug ist es schon“), sowie *allgemeine Leistungsvorstellungen und damit verbundene Gefühle* („es läuft ganz gut“, „es macht Spass“, „es hilft bei der Lösung von Fällen“, oder „es ist mühsam“) eine sehr viel grössere Rolle (30% der verwendeten Bedeutungen) [83].

Wir müssen uns daher bewusst sein, dass wir mit einer technischen Entwicklung zu einem bestehenden Bildgebungskonzept (,orthogonale konventionelle Röntgenbilder’) etwas *im Abseits* eines anwendungs- und verbrauchsorientierten, marken- und durchaus *gefühlsorientierten Mainstreams* stehen: denn für die allermeisten Leute machen eigentliche, technische Aspekte und sich daraus ergebende technische Methoden oder Anwendungsvorteile bestehender, sich bei ihnen bereits im Besitz befindlicher Geräte einen verschwindend kleinen Teil der von ihnen wahrgenommenen, bewerteten und bewusst werdenden Bedeutungen aus.

## **Mögliche Weiterentwicklungen**

Mögliche Weiterentwicklungen zum Thema der 3D-Rekonstruktion anhand von 2D-Röntgenbildern sind in verschiedenen Bereichen denkbar; so können berechnete Modelle automatisch dazu verwendet werden, Standard-Anatomie-Daten auf sie einzupassen; man kann eine Technik entwickeln, die sehr rasch das identifizieren von Landmarken und somit das Auffinden bestimmter röntgendichter Strukturen erlaubt; eine sehr weit gediehene Weiterentwicklung sind die 3D-Rekonstruktionen, die mittels C-Bogentechnologie erhoben werden können.

Stets sind bei solchen Weiterentwicklungen die konkreten technischen Voraussetzungen in Betracht zu ziehen, und deren Eigenschaften genau zu evaluieren, um dann zu leistungsfähigen und dadurch sinnvollen Schlussfolgerungen zu kommen.

---

<sup>10</sup> Zur Ermittlung dieser Prozentzahlen wurden die in der zitierten Arbeit [83] auf Seite 554 unter Tabelle 1 dargestellten Zahlen verwendet und auf ein Total von jeweils 100% umgerechnet.

## **7. Anhang - Technische Informationen**

### **Anhang 1 - Rekonstruktionsroutine in IDL**

Kernstück der in dieser Arbeit verwendeten Rückprojektion ist die IDL-Routine RECON3. Diese Routine ist vollständig in IDL-Sourcecode geschrieben und kann ohne weiteres editiert werden.

Weiterführende Hinweise: „IDL Reference Guide“

<http://www.google.com/search?q=idl+reference+guide+recon3>

### **Anhang 2 – Bewilligungen**

Für die Abbildungen der Befunde Nr. 4 und 5 im Abschnitt mit den rechtsmedizinischen Anwendungsbeispielen wurde die Einwilligung des Verlags der wissenschaftlichen Artikel eingeholt.

Resent-From: <shwi@irm.unizh.ch>  
From: "Hooper, Kathe" <khooper@astm.org>  
Subject: RE: Reprint permission request  
Date: 29 Jun 2006 16:33:08 GMT+02:00  
To: <shwi@irm.unizh.ch>

Dear Dr. Schweitzer:

Thank you for your email of 27 June.

ASTM International grants a limited, non-exclusive license to reproduce figures 4 and 6 from the article, "Three-dimensional Reconstruction of a Bullet Path: Validation by Computed Radiography," in your doctoral thesis provided the following credit line is used:

"Reprinted, with permission, from the *Journal of Forensic Sciences*, Vol. 40, Issue 2, copyright ASTM International, 100 Barr Harbor Drive, West Conshohocken, PA 19428."

Should you have any questions, please contact me (phone: 610-832-9634, fax: 610-832-9635, e-mail: [khooper@astm.org](mailto:khooper@astm.org)).

Kind regards,

Kathe Hooper  
ASTM International  
100 Barr Harbor Drive, PO Box C700  
West Conshohocken, PA 19428-2999  
phone: 610-832-9634  
fax: 610-832-9635  
email: [khooper@astm.org](mailto:khooper@astm.org)

From: Wolf Schweitzer [mailto:[shwi@irm.unizh.ch](mailto:shwi@irm.unizh.ch)]  
Sent: Thursday, June 29, 2006 12:22 PM  
To: Dreyfuss, Bob  
Subject: Reprint permission request

Dear Mr. Dreyfuss,

I am writing to you re. a copyright / reprint permission request issue in conjunction with a Journal that your company is publishing. Since I obtained this information from the ASTM Int. website, I may have directed this request to the wrong person within ASTM International. In that case, I would ask you do forward my request to the responsible person.

I would kindly request permission to re-print the following picture:

FIG1

from the following paper:

W. R. Oliver et al., "Three-dimensional reconstruction of a bullet path: validation by computed radiography," *J Forensic Sci*, vol. 40, 1995, pp. 321-324.

The reprint would be as part of a doctoral thesis that I am supervising. The reprint is something we would be interested in doing in order to illustrate the citation of that paper (as we are also citing the aforementioned paper). That reprint would then be



September 14, 2006

Dr. med. Wolf Schweitzer,  
Facharzt für Rechtsmedizin FMH  
Wissenschaftlicher Mitarbeiter  
Institut für Rechtsmedizin  
Universität Zürich-Itzehol  
Winterthurerstrasse 190 / 52, CH 8057 Zürich

VIA EMAIL TO: [shwi@irm.unizh.ch](mailto:shwi@irm.unizh.ch) June 29, 2006

FEE: NONE

RE: D. Marchetti et al., "Reconstruction of the angle of shot by using computed radiography of the head,"  
*Am J Forensic Med Pathol* 2003;24:155-159 fgs.1,3

USE: Thesis

#### CONDITION OF AGREEMENT

Permission is granted upon the return of this signed agreement to Lippincott Williams & Wilkins (LWW).  
Please sign and date this form and return to:

Lippincott Williams & Wilkins  
David O'Brien, Worldwide Copyright Management  
351 W Camden Street, 4 North  
Baltimore, MD 21201  
USA

Permission is granted and is subject to the following conditions:

- 1) A credit line will be prominently placed and include the journal article author and article title, journal title, volume number, issue number, and the inclusive pages.
- 2) The requestor warrants that the material shall not be used in any manner, which may be derogatory to the title, content, or authors of the material or to LWW.
- 3) Permission is granted for one time use only as specified in your correspondence. Rights herein do not apply to future reproductions, editions, revisions, or other derivative works.
- 4) Permission granted is non-exclusive, and is valid throughout the world in the English language.
- 5) LWW cannot supply the requestor with the original artwork or a "clean copy".
- 6) Permission is valid if the borrowed material is original to a LWW imprint (Lippincott-Raven Publishers, Williams & Wilkins, Lea & Febiger, Harwal, Igaku-Shoin, Rapid Science, Little Brown & Company, Harper & Row Medical, American Journal of Nursing Co., and Urban & Schwarzenberg-English language.)

Requestor accepts: \_\_\_\_\_ Date: \_\_\_\_\_

## 8. Literaturverzeichnis

1. Brüscheiler W, Braun M, Fuchser HJ, Dirnhofer R (1996) Photogrammetrische Auswertung von Haut- und Weichteilwunden sowie Knochenverletzungen zur Bestimmung des Tatwerkzeuges: grundlegende Aspekte. 75 Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Rechtsmedizin, Zürich
2. Brüscheiler W, Braun M, Thali MJ (2003) Analysis of Patterned Injuries and Injury-Causing Instruments with Forensic 3D/CAD supported Photogrammetry (FPHG): An Instruction Manual for the Documentation Process. *Forensic Sci Int*, 132:130-138
3. Subke J, Wehner HD, Wehner F, Szczepaniak S (2000) Streifenlichttopometrie (SLT): a new method for the three-dimensional photorealistic forensic documentation in colour. *Forensic Sci Int*, 113:289-295
4. Subke J, Haase S, Wehner HD, Wehner F (2001) [Gunshot reconstructions based on individually parametrical 3-dimensional victim models]. *Arch Kriminol*, 208:72-79
5. Subke J, Haase S, Wehner HD, Wehner F (2002) Computer aided shot reconstructions by means of individualized animated three-dimensional victim models. *Forensic Sci Int*, 125:245-249
6. Grellner W, Glenewinkel F (1997) Exhumations: synopsis of morphological and toxicological findings in relation to the postmortem interval. Survey on a 20-year period and review of the literature. *Forensic Sci Int*, 90:139-159
7. Karger B, Lorin de la Grandmaison G, Bajanowski T, Brinkmann B (2004) Analysis of 155 consecutive forensic exhumations with emphasis on undetected homicides. *Int J Legal Med*, 118:90-94
8. Burke MP, Olumbe AK, Opekin K (1998) Postmortem extravasation of blood potentially simulating antemortem bruising. *Am J Forensic Med Pathol*, 19:46-49
9. Plüsch F, Sellier K (1994) Führt der Beschuss von Knochen mit Reinblei-KK-Geschossen zu Metallabrieb? *Arch Kriminol*, 194:155-160
10. Cheng EK, Yoon A (2005) Does Frye or Daubert Matter? A Study of Scientific Admissibility Standards. *Virginia Law Review*, 91:471-512
11. Mueller C (2003) Daubert Asks the Right Questions: Now Appellate Courts Should Help Find the Right Answers. *Seton Hall Law Review*, 33:987-1023
12. Karger B, Billeb E, Koops E, Brinkmann B (2002) Autopsy features relevant for discrimination between suicidal and homicidal gunshot injuries. *Int J Legal Med*, 116:273-278

13. Druid H (1997) Site of entrance wound and direction of bullet path in firearm fatalities as indicators of homicide versus suicide. *Forensic Sci Int*, 88:147-162
14. Aitken CGG (1995) *Statistics and the Evaluation of Evidence for Forensic Scientists*. Chichester, West Sussex, Great Britain: John Wiley & Sons Ltd
15. Marchetti D, Tartaglione T, Mattiu G, Giovine E, Fiori A (2003) Reconstruction of the angle of shot by using computed radiography of the head. *Am J Forensic Med Pathol*, 24:155-159
16. Gross H (1904) *Handbuch für Untersuchungsrichter*. München: J. Schweizer
17. 369-Interactive (2003) *CSI: Crime Scene Investigation - Interactive Crime-Solving Adventure*.
18. Metter D, Stute H, Rauschke J (1989) [Forensic medicine roentgen studies in gunshot wounds of the skull]. *Beitr Gerichtl Med*, 47:473-477
19. Bajanowski T, Karger B, Brinkmann B (2001) Scratched pustule or gunshot wound? A medical odyssey. *Int J Legal Med*, 114:267-268
20. Oliver WR, Chancellor AS, Soltys M, et al. (1995) Three-dimensional reconstruction of a bullet path: validation by computed radiography. *J Forensic Sci*, 40:321-324
21. Mitton D, Landry C, Véron S, Skalli W, Lavaste F, De Guise JA (2000) 3D reconstruction method from biplanar radiography using non-stereocorresponding points and elastic deformable meshes. *Med Biol Eng Comput*, 38:133-139
22. Pollefeys M, van Gool L (1997) A Stratified Approach to Metric Self-Calibration. *IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition CVPR*, San Juan, Puerto Rico
23. Thomson GH (2004) Analytical Methods of Assessing the Image Quality Associated with Digital and Photographic Imaging Systems. *The Photogrammetric Record*, 19:237-249
24. Mahowald JL, Robins PD, O'Connor MK (1999) The evaluation and calibration of fan-beam collimators. *Eur J Nucl Med*, 26:314-319
25. Davison S (1998) Reversible Fills For Transparent And Translucent Materials. *Journal of the American Institute for Conservation*, 37:35-47
26. Toderici GD, Esquivel A, Li HK, Kakadiaris IA (2004) Evaluation of Variability and Significance of Fundus Camera Lens Distortion. 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS, San Francisco, CA, USA
27. Bruschweiler W, Braun M, Dirnhofer R, Thali MJ (2003) Analysis of patterned injuries and injury-causing instruments with forensic 3D/CAD supported photogrammetry (FPHG): an instruction manual for the documentation process. *Forensic Sci Int*, 132:130-138

28. Atkinson KB (1996) Theory of Close Range Photogrammetry. In: Atkinson KB, ed. Close Range Photogrammetry and Machine Vision.
29. Häusler M (2004) Personal Communication.
30. Schahn J (2002) Über die sieben Lichtlügen. Projektdokumentation Projekt "Energiemanagment" am Institut für Psychologie der Universität Heidelberg (Deutschland), 1-4
31. Falk D (2006) OSRAM Schweiz - Persönliche Mitteilung.
32. Delorme S, Petit Y, de Guise JA, Labelle H, Aubin C-E, Dansereau J (2003) Assessment of the 3-D Reconstruction and High-Resolution Geometrical Modeling of the Human Skeletal Trunk From 2-D Radiographic Images. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 50:989-998
33. Hastedt H (2004) Monte-Carlo simulation in close-range photogrammetry. The International Archives of the Photogrammetry, Remote Sensing and Spatial Information Sciences,
34. Pers J, Kovacic S (2002) Nonparametric, Model-Based Radial Lens Distortion Correction Using Tilted Camera Assumption. Proceedings of the Computer Vision Winter Workshop, Bad Aussee, Austria
35. NIST/SEMATECH (2004) e-Handbook of Statistical Methods. <http://www.itl.nist.gov/div898/handbook/>,
36. ISO (1994) ISO 5725-1 Accuracy (trueness and precision) of measurement methods and results - General principles and definitions. Geneva:International Organization for Standardization
37. ISO (1994) ISO 5725-2 Accuracy (trueness and precision) of measurement methods and results - Basic method for the determination of repeatability and reproducibility of a standard measurement method. Geneva:International Organization for Standardization
38. Taylor BN, Kuyatt CE (1994) NIST Technical Note 1297 1994 Edition - Guidelines for Evaluating and Expressing the Uncertainty of NIST Measurement Results. Gaithersburg, Maryland, USA:NIST National Institute of Standards and Technology
39. Braudaway DW Uncertainty Specification for Data Acquisition (DAQ) Devices. IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement, 55:74-78
40. Deaver DK (1998) Guardbanding and the World of ISO Guide 25 - Is There Only One Way? Boulder, CO, USA
41. Bland JM, Altman DG (1996) Statistics Notes: Measurement error proportional to the mean. British Medical Journal, 313:106
42. Hripcsak G, Wilcox A (2002) Reference Standards, Judges, and Comparison Subjects: Roles for Experts in Evaluating System Performance. J Am Med Inform Assoc, 9:1-15

43. Christenson RH, Duh SH, Apple FS, et al. (2001) Standardization of Cardiac Troponin I Assays: Round Robin of Ten Candidate Reference Materials. *Clinical Chemistry*, 47:431-437
44. Fox RL, Logue SJ, Roumeliotis S, Barr AR (1999) Application of Spectrophotometric Analysis of Soluble Nitrogen in a Barley Improvement Program. 9th Australian Barley Technical Symposium, Melbourne, Victoria, Australia
45. Kerekes JP (1998) Error Analysis of Spectral Reflectance Derived from Imaging Spectrometer Data. *Proceedings of IEEE International Geoscience and Remote Sensing Symposium*, Seattle, WA, USA
46. Lane DM (2006) Rice Virtual Lab in Statistics - HyperStat Online. <http://davidmlane.com/hyperstat/index.html>
47. Burke S (2001) Regression and Calibration. LC-GC Europe, Statistics & Data Analysis
48. Westgard JO, Hunt MR (1973) Use and Interpretation of Common Statistical Tests in Method-Comparison Studies. *Clinical Chemistry*, 19:49-57
49. Dasgupta M, Mishra SK (2006) Least Absolute Deviation Estimation of Linear Econometric Models: A Literature Review. Available at SSRN: <http://ssrn.com/abstract=552502>
50. Willson RG (1994) Modeling and Calibration of Automated Zoom Lenses. The Robotics Institute, PhD:189
51. Vanco M, Brunnett G (2001) Consistent orientation of segmented models recovered from digitized data. *International Conferences in Central Europe on Computer Graphics, Visualization and Computer Vision (recently Winter School of Computer Graphics)*, University of West Bohemia, Campus BORY, Plyn, Czech Republic
52. Stevens WP (1997) Reconstruction of three-dimensional anatomical landmark coordinates using video-based stereophotogrammetry. *Journal of Anatomy*, 191:277-284
53. Wesolkowski SB (1999) Color Image Edge Detection and Segmentation: A Comparison of the Vector Angle and the Euclidean Distance Color Similarity Measures. Master of Applied Science
54. Fricker P, Sandau R, Walker AS (1999) Digital photogrammetric cameras: possibilities and problems. *Photogrammetric Week '99*,
55. Boffi FR, Bohlin RC, McLean DF, Pavlovsky CM (2003) Baseline Tests for the Advanced Camera for Surveys Astronomer's Proposal Tool Exposure Time Calculator. *Instrument Science Report, ACS 2003-008:1-11*
56. Boffi FR, Bohlin RC, Van Orsow D, Shaw RA (2000) Advanced Camera for Surveys Exposure Time Calculator: III. Baseline Tests for the Spectroscopic Modes. *Instrument Science Report, ACS 00-08:1-5*



57. Placidi G, AlecciM Sotgiu A (2003) Post-processing noise removal algorithm for magnetic resonance imaging based on edge detection and wavelet analysis. *Physics in Medicine and Biology*, 48:1987-1995
58. Moore CS, Liney GP, Beavis AW (2004) Quality assurance of registration of CT and MRI data sets for treatment planning of radiotherapy for head and neck cancers. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 5:25-35
59. Weber H, Dorr M (1997) *Digitization as a Means of Preservation?* Amsterdam:European Commission on Preservation and Access
60. Röhren CGfE (2006) *Drehanodenröhren DX9 Comet - Technische Daten*.
61. Magee DJ (1992) *Orthopedic Physical Assessment*. Philadelphia, PA, USA:W.B.Saunders Company
62. Dumas R, Mitton D, Laporte S, et al. (2003) Explicit calibration method and specific device designed for stereoradiography. *Journal of Biomechanics*, 36:827-834
63. Dansereau J, Stokes IAF (1988) Measurements of the three-dimensional shape of the rib cage. *Journal of Biomechanics*, 21:893-901
64. Mitulescu A, Semaan I, De Guise JA, Leborgne P, Adamsbaum C, Skalli W (2001) Validation of the non-stereo corresponding points stereoradiographic 3D reconstruction technique. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 39:152-158
65. Di Maio VJM (1999) *Gunshot Wounds*, 2nd ed. Boca Raton: CRC Press LLC
66. Oehmichen M, Gehl HB, Meissner C, Petersen D, HochMahowald JL, Robins PD (2003) Forensic pathological aspects of postmortem imaging of gunshot injury to the head: documentation and biometric data. *Acta Neuropathol (Berl)*, 105:570-580
67. Grimm U, Zollinger U (1996) [Lodged bullet or bullet penetration? Re-entry of a projectile and pseudo-shot]. *Arch Kriminol*, 197:89-96
68. Fackler ML, Malinowski JA (1988) Internal deformation of the AK-74; a possible cause for its erratic path in tissue. *J Trauma*, 28:S72-5
69. Gulmann C, Hougen HP (1999) Entrance, exit, and reentrance of one shot with a shotgun. *Am J Forensic Med Pathol*, 20:13-16
70. Thali MJ, Schweitzer W, Yen K, et al. (2003) New horizons in forensic radiology: the 60-second digital autopsy-full-body examination of a gunshot victim by multislice computed tomography. *Am J Forensic Med Pathol*, 24:22-27
71. Holden JP, Orsini JA, Lohmann Siegel K, Kepple TM, Gerber LH, Stanhope SJ (1997) Surface movement errors in shank kinematics and knee kinetics during gait. *Gait & Posture*, 5:217-227
72. Sellier K, Kneubuehl B (1994) *Wound Ballistics and the Scientific Background*. Amsterdam:Elsevier

73. Adelson L (1974) *The Pathology of Homicide*. Springfield, IL, USA:Charles C Thomas Publisher
74. Knight B (1996) *Forensic Pathology*, 2nd ed. London:Arnold / Hodder Headline
75. Karger B (1995) Penetrating gunshots to the head and lack of immediate incapacitation. I. Wound ballistics and mechanisms of incapacitation. *Int J Legal Med*, 108:53-61
76. Thali MJ, Braun M, Wirth J, Vock P, Dirnhofer R (2003) 3D surface and body documentation in forensic medicine: 3-D/CAD Photogrammetry merged with 3D radiological scanning. *J Forensic Sci*, 48:1356-1365
77. March J, Schofield D, Evison M, Woodford N (2004) Three-Dimensional Computer Visualization of Forensic Pathology Data. *American Journal of Forensic Medicine and Pathology*, 25:60-70
78. Bailenson JN, Blascovich J, Beall AC, Noveck B (2006) Courtroom Applications of Virtual Environments, Immersive Virtual Environments, and Collaborative Virtual Environments. *Law & Policy*, 28:249-270
79. Stern D (1998) IDL Workshop. Melbourne, Australia
80. Thali MJ, Yen K, Vock P, et al. (2003) Image-guided virtual autopsy findings of gunshot victims performed with multi-slice computed tomography and magnetic resonance imaging and subsequent correlation between radiology and autopsy findings. *Forensic Sci Int*, 138:8-16
81. Heiland M, Schulze D, Adam G, Schmelzle R (2003) 3D-imaging of the facial skeleton with an isocentric mobile C-arm system (Siremobil Iso-C3D). *Dentomaxillofac Radiol*, 32:21-25
82. Kotsianos D, Wirth S, Fischer T, et al. (2004) 3D imaging with an isocentric mobile C-arm - Comparison of image quality with spiral CT. *Eur Radiol*, 14:1590-1595
83. Fisher Gardial S, Clemons DS, Woodruff RB, Burns MJ (1994) Comparing Consumers' Recall of Prepurchase and Postpurchase Product Evaluation Experiences. *Journal of Consumer Research*, 20:548-560

## 9. Dank

Die Fragestellung verdanken wir Herrn Dr. med. Bruno Vonlanthen, Facharzt für Rechtsmedizin FMH, Oberarzt und stellvertretender Abteilungsleiter am Institut für Rechtsmedizin Zürich.

Die Messgenauigkeitsdummy-Röntgenaufnahmen wurden in technisch sehr guter Qualität von Herrn Ernst Müller, Medizinisch-Technischer Assistent am Institut für Rechtsmedizin Zürich, durchgeführt.

Die technische Methodenentwicklung hat der Doktorvater, Dr. med. Wolf Schweitzer, in grosszügiger Weise erledigt und zur Verfügung gestellt.

## 10. Curriculum Vitae

Nora Inken Monnier Kühnholz von Sonceboz-Sombeval BE

geboren am 16.04.1975 in Horgen ZH

- |           |   |
|-----------|---|
| 1982-1988 | Primarschule Oberrieden   |
| 1988-1991 | Sekundarschule Oberrieden   |
| 1991-1996 | Kantonsschule Stadelhofen Zürich (Matura Typ B)   |
| 1996-1997 | Flight Attendant Crossair   |
| 1997-1998 | Studium an der Philosophischen Fakultät Zürich (Geschichte, Kunstgeschichte, Anglistik) |
| 1998-2004 | Medizinstudium, Universität Zürich  |
| 10/2004   | Staatsexamen an der Universität Zürich  |
| 2002      | Beginn der Dissertationsarbeit, Institut für Rechtsmedizin, Universität Zürich          |
| 2005-2006 | Assistenzärztin Institut für Rechtsmedizin, Universität Zürich                          |
| 2006      | Diplomkurs für Tropenmedizin, Mahidol, Universität, Bangkok, Thailand                   |
| 2007 –    | Assistenzärztin, Abteilung Chirurgie, Spital Uster                                      |